

presbiopia

coordenação:
FILOMENA RIBEIRO



Presbiopia

1a Edição - Janeiro de 2019

Coordenação: Filomena Ribeiro

Design e paginação: Ricardo Correia

ISBN:

Depósito legal:

Tiragem: 1000 exemplares

Publicado por:

Sociedade Portuguesa de Oftalmologia

Campo Pequeno, 2 - 13º

1000 - 078 Lisboa

© Sociedade Portuguesa de Oftalmologia.

Todos os direitos reservados. Este livro não pode ser reproduzido, armazenado ou transmitido total ou parcialmente sem a autorização prévia escrita dos seus autores.

Os textos, esquemas e imagens da presente publicação são da inteira responsabilidade dos seus autores.

Todo o conteúdo deste livro foi publicado sem qualquer interferência da Théa Portugal S.A.

presbiopia

coordenação:
FILOMENA RIBEIRO



RICARDO PETTERMANN LAIRES

Nota biográfica

Nasceu em Lisboa a 4 de Julho de 1948
Licenciado em Medicina pela Universidade Nova de Lisboa
Especialista em Oftalmologia

Trabalhou nos HCL(Hospital dos Capuchos) e na Associação Protectora dos Diabéticos de Portugal (APDP)

Frequentou os cursos de desenho e pintura no Instituto de Artes e Ofícios da UAL de Lisboa, orientados pelo Prof. José Mouga (2009-2015)

EXPOSIÇÕES

- 2011 Galeria do Instituto de Artes e Ofícios da UAL (colectiva)
- 2012 Sociedade Portuguesa de Oftalmologia (individual)
Galeria do IAO da UAL (colectiva)
- 2013 Galeria da Ordem dos Médicos em Lisboa (individual)
Galeria Municipal de Torres Vedras (colectiva)
- 2014 Salão Nobre do Teatro da Trindade de Lisboa (exposição de dois pintores)
- 2015 Edifício Central do Município de Lisboa (exposição de dois pintores)
- 2016 Affordable Art Fair (Fevereiro, Bruxelas)/Galeria Gaudi(Madrid)
Hotel NH-Campo Grande, Abril/Lisboa (individual)
Feira Internacional de Arte Contemporânea (Maio, San Sebastian)/Galeria Gaudi
Art Santa Fé Fair (Julho, EUA)/Galeria Gaudi
Affordable Art Fair (Outubro, Amsterdam)/Galeria Gaudi
- 2017 Marzia Frozen, Abril/Berlin (colectiva)
Metizartis/Museu Militar de Lisboa, Maio (colectiva)
Sociedade Portuguesa de Oftalmologia (4 Nov. a 20 Dez./individual)
- 2018 Artbox.Project na Stricoff Gallery NEW YORK (5-16 Março/colectiva)

Lisboa, Abril 2018

Ricardo Pettermann Lares

ricardolairesrl@yahoo.com

A visão na arte de Ricardo Petterman Laires

Leonor Duarte de Almeida
Hospital Lusíadas CLISA

As diferenças de percepção da cor e dos objetos estão naturalmente relacionadas com a interpretação que o cérebro faz da quantidade de luz que atinge a nossa retina.

Quando a visão de perto se encontra diminuída, a percepção das cores e elementos de proximidade, sofrem uma metamorfose e um desconforto para a alma.

Obter a perfeição do detalhe é como colorir a ouro os objetos de pormenor, antes desfocados.

“Ouro em pinceladas sobre a cidade” é o nome por mim atribuído ao quadro sem nome de **Ricardo Petterman Laires**. O pintor e oftalmologista Laires não reflete na sua pintura sentimentos ou emoções, apenas evoca memórias ou sonhos ou ainda um arquétipo da realidade, porque também esta é misteriosa tanto no que demonstra como no que lhe está subjacente.

Pinta memórias até que a memória seja o esquecimento de tudo.

Daí provavelmente o *sem título* dos seus quadros, para que nós felizes observadores dialoguemos melhor com o artista por um lado, mas também com o mundo interior de nós mesmos, por outro. Neste registo dialogal somos como que impulsionados a atribuir nomes às obras que observamos. Será a realidade que se impõe aos nossos sentidos uma máscara, para depois se desenvolver em algo mais, para lá da imanência?

Este compromisso colorido e brilhante serve de abertura a uma peça científica, exposta neste livro sobre a presbiopia, cujo conteúdo será seguramente tão iluminado como o demonstra o quadro. “Ouro em pinceladas sobre a cidade” traduz para mim a alegria de ver claro e a cores o que antes era apagado e sem brilho, num compromisso entre a ciência e a arte.

E é com a iluminação de outros olhares que a obra se torna maior, é da comunicação entre o que da obra emerge e a apreciação que nós observadores fazemos ou sentimos com o que observamos, que se permite o diálogo. Vamos dialogar por detrás da ou das máscaras, na sua intrincada complexidade, tal como se representa a visão, com as suas várias *nuances*.

Com a imaginação ao nosso dispor,

Leonor Duarte de Almeida

Coordenadora Cultural da Sociedade Portuguesa de Oftalmologia
Biénio 2017-2018

Nota do Editor

Filomena Ribeiro
Hospital da Luz

A coordenação e edição deste livro sobre Presbiopia foi um desafio lançado pela Direção da SPO e pelo seu Presidente, Prof. Monteiro Grillo, convite e confiança que desde já agradeço.

A presbiopia é, indiscutivelmente, uma área da oftalmologia fundamental no século XXI. O tratamento da presbiopia é a última fronteira da cirurgia refrativa com elevado impacto, dado o aumento da sua prevalência projetado para o futuro, com 100% de incidência numa demografia de pirâmide invertida. Acresce a maior exigência visual a diferentes distâncias de trabalho, numa população cada vez mais ativa até idades mais avançadas. No entanto, muito desconhecemos ainda da sua fisiopatologia e apesar de grandes avanços terapêuticos nos últimos anos, ainda não conseguimos imitar a capacidade de acomodação que a Natureza concebeu ao longo de milhões de anos de evolução.

Pela sua relevância e a necessidade de acompanhar o desenvolvimento tecnológico e os múltiplos aspetos ainda em discussão aberta, aceitei este desafio como um excelente instrumento de partilha de conhecimento nesta área, que quisemos o mais alargada possível.

Assim, este projeto foi a oportunidade ideal para promover na ESCRS Lisboa o Simpósio Luso-Hispânico-Brasileiro sobre Tratamento da Presbiopia, e que constituiu a base para a elaboração deste livro. Foi o retomar uma ideia pré-existente, de reunir os grupos de implanto-refrativa da CIRP, SECOIR e BRASCRS que tanto têm em comum e que se podem potenciar.

Nesta partilha internacional, foi nossa intenção que os capítulos fossem artigos de opinião dos autores, fiéis ao idioma de cada um, pelo que decidimos manter os originais. Afinal, e apesar das diferenças linguísticas, a capacidade de entendimento entre todos nós é fácil pois falamos todos a mesma língua: a da ciência.

A todos os que participaram neste livro, o meu mais profundo e sincero obrigado. Obrigada por terem aceite o desafio. Obrigada por partilharem o Vosso conhecimento, a Vossa experiência, a Vossa especialidade, a Vossa opinião.

Ao laboratório Théa um agradecimento muito especial por possibilitar a realização desta Monografia e estimular assim a partilha de conhecimento na SPO.

Esperamos que este livro cumpra três objetivos:

- Seja o desencadeante de projetos subsequentes que integrem os três grupos
- Acenda a discussão sobre esta temática e nos leve a um maior conhecimento para melhorar a nossa capacidade terapêutica
- Continuemos a avaliar o impacto do tratamento da presbiopia

Filomena Ribeiro
Coordenadora do Grupo Português de Cirurgia Implanto-Refrativa Português (CIRP)
Biénio 2017-2018

Lista de Autores

Alfredo Castillo Gómez

Hospital Universitario Quirón Salud Madrid

Ana Carolina Abreu

Centro Hospitalar do Porto, Portugal

Ana Rita Silva

Hospital da Boa Nova, Porto, Portugal

Ana Sofia Lopes

Hospital Prof. Dr. Fernando Fonseca EPE, Amadora, Portugal

Ana Tauste Francés

Complejo Hospitalario de Torrecárdenas, Almería, España

Andre Lins de Medeiros

Hospital Oftalmológico de Brasília, Brasil; Centro de Investigação Renato Ambrósio, Brasil

Andreia Rosa

Centro de Responsabilidade Integrado em Oftalmologia (CRIO), Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra (CHUC), Coimbra, Portugal

Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra (FMUC), Coimbra, Portugal

Unidade de Oftalmologia de Coimbra (UOC) - IDEALMED, Coimbra, Portugal

Antía Gestoso

CHUAC - Complexo Hospitalario Universitario A Coruña, España

Antonio Abengózar Vela

Oftalvíst CIO Jerez, Jerez de la Frontera, Cádiz, España

António Castanheira Dinis

ALM - Oftalmolaser

António Limão

Instituto de Microcirurgia Ocular (IMO), Lisboa, Portugal

António Marinho

Hospital da Luz Arrábida, Portugal

Bernardo Feijóo

Hospital da Luz, Lisboa, Portugal

Betty Lorente

Complejo Hospitalario Universitario de Ourense, España

Carlos Marques Neves

CECV- Clínica Universitária de Oftalmologia, Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa, Portugal

Centro Hospitalar Lisboa Norte/Hospital de Santa Maria, Lisboa, Portugal

Carlos Palomino Bautista

Hospital Universitario Quirón Salud Madrid

Cláudia Oliveira-Ferreira

Serviço de Oftalmologia, Centro Hospitalar São João, Porto, Portugal

Conceição Lobo

Centro de Responsabilidade Integrado de Oftalmologia - Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra (CRIO-CHUC), Portugal

Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra (FMUC), Portugal

Associação para a Investigação Biomédica e Inovação em Luz e Imagem (AIBILI), Portugal

D García Teillard

AIKEN, Tecnología Ocular Preventiva, SL, Valencia, España
Universidad CEU, Valencia, España

Daniel Elies Amat

IMO - Instituto Microcirugía Ocular de Barcelona, España

David Carmona González

Hospital Universitario Quirón Salud Madrid

Diana Silveira e Silva

Hospital Prof. Dr. Fernando Fonseca EPE, Amadora, Portugal

Diego Montagud-Martínez

Centro de Tecnologías Físicas, Universidad Politécnica de Valencia, España

Diogo Hipólito

Centro Hospitalar de Lisboa Central, Portugal

Federico Alonso Aliste

Tecnoláser Clinic Vision, Sevilla, España

Felicidad Manero Vidal

IMO - Instituto Microcirugía Ocular de Barcelona, España

Fernando Faria Correia

Hospital de Braga, Portugal

Hospital CUF Porto, Portugal

Faculdade de Medicina de Universidade do Minho, Braga, Portugal

Grupo de Estudos de Tomografia e de Biomecânica da Córnea, Rio de Janeiro, Brasil

Fernando Llovet Osuna

Clínica Baviera, España

Fernando Silva

Hospital Privado de Braga, Portugal

Fernando Soler Ferrandez

Innova Ocular, Clinica Dr. Soler, Elche, España

Fernando Trindade

Instituto de Oftalmologia Caçado-Trindade, em Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

Universidade Federal de Minas Gerais, Brasil

Fernando Vaz

Hospital de Braga, Portugal

Hospital CUF Porto, Portugal

Fernando Trancoso Vaz

Hospital Prof. Dr. Fernando Fonseca EPE, Amadora, Portugal

Filomena Ribeiro

Hospital da Luz, Lisboa, Portugal

Faculdade de Medicina de Lisboa, Portugal

Francisco Bandeira e Silva

IMO - Instituto Microcirugía Ocular de Barcelona, España

Gonçalo Borges de Almeida

Hospital Prof. Doutor Fernando da Fonseca, EPE, Amadora, Portugal

Grethel Rivas

CHUAC - Complejo Hospitalario Universitario A Coruña, España

Inês Gonçalves

Centro Hospitalar Lisboa Norte/Hospital de Santa Maria, Lisboa, Portugal

Isabel Prieto

Hospital Prof. Dr. Fernando Fonseca EPE, Amadora, Portugal

Itziar Martínez-Soroa

Hospital Universitario Donostia, Donostia-San Sebastián, España
Innova Begitek Clínicas Oftalmológicas, Donostia-San Sebastián, España

Javier Martínez Peña

Complejo Hospitalario de Torrecárdenas, Almería, España

Javier Mendicute

Hospital Universitario Donostia, Donostia-San Sebastián, España
Innova Begitek Clínicas Oftalmológicas, Donostia-San Sebastián, España

Joana Roque

Hospital Prof. Dr. Fernando Fonseca EPE, Amadora, Portugal

Joana Tavares Ferreira

Centro Hospitalar de Lisboa Central, Portugal
Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa, Portugal

João Coelho

Centro Hospitalar Universitário do Porto, Portugal

João Gory O'Neill

Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa, Portugal

João Paulo Cunha

Centro Hospitalar de Lisboa Central, Portugal
Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa, Portugal

João Paulo Macedo

Serviço de Oftalmologia, Centro Hospitalar São João, Porto, Portugal
Departamento de Anatomia, Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, Portugal

João Quadrado Gil

Centro de Responsabilidade Integrado de Oftalmologia – Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra, Portugal
Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, Portugal
Associação para a Investigação Biomédica em Luz e Imagem (AIBILI), Coimbra, Portugal

João Tavares-Ferreira

Serviço de Oftalmologia, Centro Hospitalar São João, Porto, Portugal
Departamento de Anatomia, Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, Portugal

Joaquim Mira

Clínica Oftalmológica Joaquim Mira, Coimbra, Portugal

Joaquim Murta

Centro de Responsabilidade Integrado em Oftalmologia (CRIO), Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra (CHUC), Coimbra, Portugal.
Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra (FMUC), Coimbra, Portugal
Unidade de Oftalmologia de Coimbra (UOC) - IDEALMED, Coimbra, Portugal

Joaquín Fernández Pérez

Qvision, Hospital Vithas Virgen del Mar, Almería, España

Jonatán Amián Cordero

Tecnoláser Clinic Vision, Sevilla, España

José Costa

Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, Portugal
iCBR - Instituto de Investigação Clínica e Biomédica de Coimbra, Portugal

José González-Méijome

Centro de Física, Universidade do Minho, Portugal

José Luis Güell Villanueva

IMO - Instituto Microcirugía Ocular de Barcelona, España

José María

Tecnoláser Clinic Vision, Sevilla, España
Universidad de Sevilla, España

José Salgado-Borges

Hospital da Boa Nova, Porto, Portugal

Juan A. Monsoriu

Centro de Tecnologías Físicas, Universidad Politécnica de Valencia, España

Julio Baviera Sabater

Clínica Baviera-CareVision, España

Leire Galdós

Hospital Universitario Donostia, Donostia-San Sebastián, España

Leonor Duarte de Almeida

Hospital Lusíadas CLISA

Leyre Zabala

Hospital da Luz, Lisboa, Portugal

Luís Cardoso

Instituto de Microcirurgia Ocular, Lisboa, Portugal

Mafalda Mota

Hospital Prof. Dr. Fernando Fonseca EPE, Amadora, Portugal

Manuel Castro Neves

Iberoftal, Braga, Portugal;
Hospital CUF Porto, Portugal

Manuela Cidade

ALM-Oftalmolaser, Lisboa, Portugal

Manuel Monteiro-Grillo

ALM-Oftalmolaser

Manuel Rodríguez-Vallejo

Complejo Hospitalario de Torrecárdenas, Almería, España

Manuel Tavares Correia

Hospital Narciso Ferreira - Irmandade Da Santa Casa Da Misericórdia De Riba De Ave, Portugal

Marcelino Álvarez

CHUAC - Complejo Hospitalario Universitario A Coruña, España

Maria do Céu Pinto

Centro Hospitalar Universitário do Porto, Portugal

Maria João Quadrado

Centro de Responsabilidade Integrado de Oftalmologia – Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra, Portugal
Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, Portugal

Mariana Oliveira

iCBR - Instituto de Investigação Clínica e Biomédica de Coimbra, Portugal

Marta Romero Domínguez

Hospital Universitario Quirón Salud Madrid

María Ruiz Santos

Oftalvist CIO Jerez, Jerez de la Frontera, Cádiz, España

Mercè Morral Palau

IMO - Instituto Microcirugia Ocular de Barcelona, España

Miguel Castelo-Branco

CIBIT - Coimbra Institute for Biomedical Imaging and Translational Research, Portugal

BIN - Brain Imaging Network of Portugal, Aveiro, Portugal

Miguel Gomes

Hospital da Prelada, Porto, Portugal

Miguel Lume

Centro Hospitalar do Porto, Portugal

Miguel Raimundo

Centro de Responsabilidade Integrado em Oftalmologia (CRIO), Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra (CHUC), Coimbra, Portugal

Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra (FMUC), Coimbra, Portugal

Miguel Trigo

Centro Hospitalar de Lisboa Central, Portugal

Hospital CUF Descobertas, Lisboa, Portugal

Míriam Barbany Rodríguez

IMO - Instituto Microcirugia Ocular de Barcelona, España

Nuno Alves

Centro Hospitalar de Lisboa Central, Portugal

Hospital CUF Descobertas, Lisboa, Portugal

Nuno Franqueira

Hospital de Braga, Portugal

Hospital CUF Porto, Portugal

Oscar Asis Vainer

Perpetuo Socorro, Las Palmas, España

Óscar Gris Castejón

IMO - Instituto Microcirugia Ocular de Barcelona, España

Patricia Simón

CHUAC - Complejo Hospitalario Universitario A Coruña, España

Patricia Udaondo

AIKEN, Tecnología Ocular Preventiva, SL, Valencia, España

Hospital Universitario y tecnológico la Fe, Valencia, España

Paulo Fernandes

Centro de Física, Universidade do Minho, Portugal

Paulo Freitas-Costa

Serviço de Oftalmologia, Centro Hospitalar São João, Porto, Portugal

Departamento de Anatomia, Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, Portugal

Paulo Ribeiro

Centro de Física e Investigação Tecnológica, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Portugal

Paulo Torres

Hospital da Prelada, Porto, Portugal

Pedro Menéres

Centro Hospitalar do Porto, Portugal

Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar (ICBAS), Universidade do Porto, Portugal

Ramiro M. Salgado

Hospital Santo António, Hospital da Luz Arrábida, Porto, Portugal

Hospital da Luz Arrábida, Porto, Portugal

Ramon Coral Ghanem

Hospital de Olhos Sadalla Amin Ghanem, Joinville, Santa Catarina, Brasil

Ramón Lorente

Complejo Hospitalario Universitario de Ourense, España

Ramón Ruiz Mesa

Oftalvíst CIO Jerez, Jerez de la Frontera, Cádiz, España

Renato Ambrósio Jr.

Grupo de Estudos de Tomografia e de Biomecânica da Córnea, Rio de Janeiro, Brasil

VisareRIO, Rio de Janeiro, Brasil

Instituto de Olhos Renato Ambrósio, Rio de Janeiro, Brasil

Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), São Paulo, Brasil

Ricardo Parreira

Centro Hospitalar do Porto, Portugal

Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar (ICBAS), Universidade do Porto, Portugal

Sánchez González

Tecnoláser Clinic Vision, Sevilla, España

Universidad de Sevilla, España

Salvador Garcia-Delpech

AIKEN, Tecnología Ocular Preventiva, SL, Valencia, España

Hospital Universitario y tecnológico la Fe, Valencia, España

Santiago Escandón-García

Centro de Física, Universidade do Minho, Portugal

Sara Perestrelo

Serviço de Oftalmologia, Centro Hospitalar São João, Porto, Portugal

Sergio Kwitko

Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Brasil

OftalmoCentro, Porto Alegre, Brasil

Spyridoula Souki

IMO - Instituto Microcirugía Ocular de Barcelona, España

Susana Henriques

Hospital Prof. Dr. Fernando Fonseca EPE, Amadora, Portugal

Tiago Ferreira

Hospital da Luz, Lisboa, Portugal

Tiago Monteiro

Hospital de Braga, Portugal

Hospital CUF Porto, Portugal

Faculdade de Medicina de Universidade do Minho, Braga, Portugal

Víctor Sergio Eguiza Rubi

IMO - Instituto Microcirugía Ocular de Barcelona, España

Victoria de Rojas

CHUAC - Complejo Hospitalario Universitario A Coruña, España

Walter D. Furlan

Departamento de Optica, Universidad de Valencia, España

Walter Rodrigues

Centro Hospitalar Lisboa Norte/Hospital de Santa Maria, Lisboa, Portugal

Wilson Takashi Hida

Hospital Oftalmológico de Brasília, Brasil; Centro de Investigação Renato Ambrósio, Brasil

ÍNDICE

Prefácio	19
1 - A presbiopia	
1.1 - Perspetiva histórica da presbiopia	21
1.2 - Epidemiologia e ergoftalmologia da presbiopia	27
1.3 - Fisiologia da acomodação	31
1.4 - Síndrome do cristalino disfuncional	37
2 - Correção não cirúrgica da presbiopia	
2.1 - Nuevos horizontes en el tratamiento de la presbicia	41
2.2 - Lentes de contacto multifocales y de foco extendido	45
3 - Correção cirúrgica da presbiopia	
3.1 - Cirurgia no plano córnea	
3.1.1 - Tratamientos ablativos de la córnea para presbicia	49
3.1.2 - Inlay Kamra - a minha experiência	59
3.1.3 - Eficácia e complicações da cirurgia da presbiopia no plano da córnea	63
3.1.4 - Cirurgia incisional na correção do astigmatismo	69
3.2 - Cirurgia no plano cristalino	
3.2.1 - Avaliação pré operatória e processo de decisão	
3.2.1.1 - PRELEX: Presbyopic lens exchange	73
3.2.1.2 - Processo de decisão terapêutica na cirurgia no plano do cristalino para tratamento da presbiopia	79
3.2.1.3 - Metodologias atuais para cálculo da potência de lente intra-ocular	83
3.2.1.4 - Lentes tóricas – calculadores e fontes de erro	89
3.2.1.5 - Cirugía del cristalino y ojo seco	93
3.2.1.6 - Lentes multifocais e o endotélio	99
3.2.1.7 - O olho dominante, o estrabismo e a ambliopia na cirurgia refrativa	101
3.2.1.8 - O Ângulo Kappa e a cirurgia refrativa	107
3.2.1.9 - OCT de segmento posterior na avaliação pré-operatória de cirurgia de catarata com lentes multifocais	113
3.2.2 - A evolução das lentes intraoculares para tratamento da presbiopia	
3.2.2.1 - A evolução das opções	117
3.2.2.2 - A evolução das lentes acomodativas	123
3.2.2.3 - Mix & Match com lentes intra-oculares multifocais para o tratamento da presbiopia	127
3.2.2.4 - Evolução das lentes intra-oculares trifocais	129
3.2.2.5 - Concepto óptico y lentes intraoculares de rango extendido	135
3.2.2.6 - Lentes refrativas assimétricas	139
3.2.3 - Estratégias terapêuticas	
3.2.3.1 - Estratégias com lentes intra-oculares na correção da presbiopia	145
3.2.3.2 - Monovisión y Minimonovisión	149
3.2.3.3 - Utilización de la aberración esferica en la corrección de la presbicia	157
3.2.3.4 - Anéis de tensão capsular, por rotina, em cirurgia de cristalino com implante de lentes premium: Sim ou não?	163

3.2.3.5 - O papel do Femto na cirurgia da presbiopia	167
3.2.3.6 - Aberrometria intra- operatória	173
3.2.4 - Casos especiais	
3.2.4.1 - Implante unilateral de lentes intraoculares multifocais após extração da catarata e na correção da presbiopia	177
3.2.4.2 - Implante de lentes intraoculares para correção de presbiopia em cirurgia de catarata depois de cirurgia queratorefrativa	181
3.2.4.3 - Lentes multifocales en pseudoexfoliación	185
3.2.4.4 - Lentes intraoculares multifocais no astigmatismo corneano irregular	191
3.2.5 - Avaliação pós operatória	
3.2.5.1 - Avaliação da distorção luminosa na cirurgia do cristalino	197
3.2.5.2 - Sensibilidad al contraste y curvas de desenfoque	203
3.2.5.3 - Sensibilidade ao contraste e fotoreceção circadiana	209
3.2.5.4 - Neuroadaptação e lentes multifocais	215
3.2.6 - Complicações das lentes multifocais	
3.2.6.1 - Complicações das Lentes Multifocais	221
3.2.6.2- Laser excimer pós cirurgia com lentes intraoculares multifocais	229
3.2.6.3 - Evaluación y manejo de la rotación de lentes intraoculares multifocales tóricas	233
3.2.6.4 - Cirurgia da presbiopia: resolver complicações com add-On e explante	237
3.2.6.5- Edema macular cistóide em lentes multifocais	243
4 - Lo que no ha progresado y perspectivas futuras	253
Considerações finais	259

Prefácio

Manuel Monteiro-Grillo
ALM-Ofthalmolaser

Entre os possíveis temas para apresentação de uma Monografia, uma das obrigações do alargado grupo que durante um biénio tem a responsabilidade de orientar a Sociedade Portuguesa de Oftalmologia, elegeu-se a presbiopia. É um assunto transversal à comunidade oftalmológica, que na sua abordagem, na sua melhor compreensão e na sua terapêutica tem tido uma evolução recente muito importante.

Longe vai o tempo em que a.c. Aristóteles aludia ao assunto, em que no século XIII Florença assumia a manufatura de lentes corretoras e no século XVII a melhor compreensão da acomodação é esboçada.

E ao fim deste longo período, ainda dúvidas e diferentes teorias tentam explicar os mecanismos mais íntimos deste processo de senescência do sistema visual. Se ainda há uns anos a sua resolução clínica era feita com relativa simplicidade- e continua a sê-lo na maioria dos casos- uma sociedade que pretende uma resposta mais eficaz para o que é inevitável, o passar dos anos, obriga-nos a encontrar novas soluções, algumas de grande criatividade e sofisticação.

O nosso bom relacionamento, pessoal e científico, com as Sociedades Oftalmológicas do Brasil e Espanha, levou-nos a pedir a sua colaboração neste projecto, enriquecendo, assim, esta Monografia que ficará como um trabalho conjunto das nossas Sociedades. A todos os que aceitaram contribuir para este trabalho, sacrificando muitas vezes outras obrigações, a Comissão Central da SPO e a Oftalmologia Portuguesa fica muito grata.

À Sr^a Prof^a Filomena Ribeiro, que como Coordenadora da Cirurgia Implanto-Refrativa de Portugal, tomou a seu cargo a coordenação desta Monografia com muita dedicação e empenho, o nosso agradecimento.

Uma palavra muito especial para o Laboratório Théa que há muitos anos torna possível, com muito profissionalismo, a edição das monografias da SPO.

Manuel Monteiro-Grillo
Presidente da Sociedade Portuguesa de Oftalmologia
Biénio 2017-2018

INTRODUÇÃO

A presbiopia, frequentemente chamada de cansaço ocular, é a condição ocular que leva o ser humano a partir de uma certa idade a ter dificuldade em ver ao perto.

A presbiopia é tão antiga quanto a humanidade, a primeira referência de cansaço visual foi provavelmente de Aristóteles (384-322 AC)¹ que chamou de presbytes, palavra que em grego significava “homem ancião”, de onde derivou a palavra presbiopia. Outras referências antigas de presbiopia podem ser encontradas em alguns autores latinos: Cícero (Marcus Tullius Cícero, 106-43 AC)², Lucius (Mestrius Plutarchus, 45-120 AC)² e Cornelio Nepote (C. Cornelio Nepos, 24 AC)².

Amato Lusitano (1511-1568)³ grande mestre da Medicina na Cura 77, Quinta Centúria; 1561 <in qua agitur de viso diminuito...> deixou-nos um relatório muito completo sobre a oftalmologia do seu tempo.

Neste período, além de outros médicos foi Johannes Kepler (1611)⁴ que assumiu a existência de três tipos de visão: curta (boa visão para perto), longa (para longe) e neutra (longe e perto).

Foi o espanhol Benito Daça de Valdés⁵ em 1623 quem fez pela primeira vez a descrição correta de Presbiopia, no primeiro livro sobre Óptica Ocular “Uso de los anteojos para todo o genero de vistas” < en que se enseña a conocer los grados que a cada uno le faltan de su vista, y los que tienen cualesquiera anteojos...>, com a referência de que quem quisesse bons “anteojos” os encomendasse a “Madrid o Lisboa”, descreveu de forma clara e precisa “vista cansada ou vista pobre é o que apresentam as pessoas mais velhas”.

Como curiosidade o Sumário de Cristóvão Rodrigues Oliveira em 1551³ dá-nos conta da existência em Lisboa de quatro homens que fazem óculos. Na mesma época, em 1554 a rainha D. Catarina (1507-1578) encomendava a um francês vinte e quatro pares de óculos em pedra de “veryll”, uma variedade de esmeralda abundante na Índia.

Mas foi Sturn (1697)⁶ que estabeleceu definitivamente o nome de Presbiopia a este defeito fisiológico proveniente do grego (presbys, “velho” mais ops “olho”).

A presbiopia tem a sua história ligada à acomodação e aos óculos para sua correção.

ACOMODAÇÃO

Entende-se como acomodação a capacidade que o olho tem para focar um objeto quando a distância varia.

A causa subjacente para a perda de acomodação na presbiopia ainda não foi esclarecida e continua a ser um tema de controvérsia entre a comunidade médica.

O fenómeno acomodativo caracteriza-se por uma tripla pseudosinergia de movimentos em geral simultâneos mas que em circunstâncias especiais podem atuar independentemente que são: acomodação, convergência, miose acomodativa ou fenómeno de Scheiner⁷.

Neste capítulo falar-se-á sobre os primeiros pensamentos e teorias sobre a acomodação, bem como os primeiros métodos

utilizados há séculos para correção da mesma.

Foi o Beneditino italiano Francesco Maurolico (Maurolycus ou Maurolycius) quem em 1575⁸ pela primeira vez escreveu sobre acomodação no seu tratado sobre óptica com o título “Photisme de lumine e umbra, chamado De conspiciiliis”, discute lentes, tendo reconhecido que o humor crystallinus, é de facto uma lente convexa, e inclui neste tratado uma discussão sobre o funcionamento do olho.

Historicamente a existência de um mecanismo acomodativo foi demonstrado pela primeira vez pelo jesuíta alemão Christoph Scheiner (1619)⁷ (Figura 1) no livro publicado em Innsbruck “Oculus hoc est: Fundamentum opticum”. Refere que a acomodação ocorre como resultado de modificações do poder óptico do olho obedecendo às leis da óptica.



Figura 1 - Christoph Scheiner

Para provar a sua teoria fez dois orifícios num cartão e observou um alvo à mesma distância e a visão do alvo era nítida, colocando um segundo alvo mais próximo o alvo aparece desfocado (Figura2).

Alguns dos mais famosos filósofos e cientistas desta época estavam interessados em saber como o olho acomodava.

Johannes Kepler (Dioptrice, 1611)⁴, descreve a acomodação como um movimento antero-posterior do cristalino, como ocorre em alguns peixes. Embora tendo alguns apoios, esta teoria não foi aceite porque movimentos (cerca de 10 mm) não são encontrados em mamíferos⁹.

Tal como Maurilico também o francês René Descartes (Renatus Cartesius 1637)^{10,11} explicou a acomodação, como uma modificação da forma ou curvatura do cristalino. Nesta

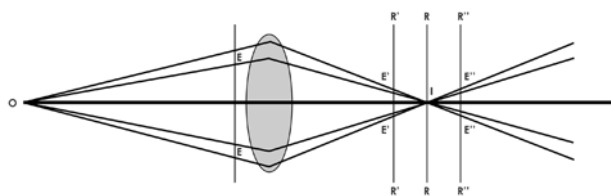


Figura 2 - Desenho esquemático ilustrativo da experiência de Scheiner (1619). Se o cartão perfurado nos pontos E e E', o objeto, O, ficará focado no ecrã, R a I, onde irá aparecer uma imagem. Se o ecrã for colocado a R' ou R'', vão aparecer, no entanto, duas imagens (E'F' e E''F'')

altura a existência do músculo ciliar era ainda desconhecida e Descartes atribuiu a modificação do cristalino à ação das suas fibras contráteis.

Por muito tempo o cristalino foi erradamente considerado um órgão muscular, “el musculus crystallinus”.

Sturm (Dissertatio de Presbyopia et Miopia, 1697)⁶ explicou a acomodação como uma possível modificação na forma do globo ocular com o aumento e diminuição do comprimento antero-posterior, fazendo com que a retina se aproximasse ou afastasse do cristalino, devida à ação dos músculos extra-oculares, defendida também por Listing¹² e Boerhaave¹³.

Os séculos XVI e XVII foram marcados pelo conhecimento do mecanismo acomodativo, tendo gerado numerosas teorias relativas à Presbiopia. Ao longo destes séculos muitas teorias sobre a acomodação foram formuladas: desde o aumento antero-posterior do olho, modificação na superfície da córnea Ramsden¹⁴, movimento anterior e posterior do cristalino, Plempius¹⁵ e mesmo mudanças no índice de refração do cristalino. Muitas destas teorias nunca ganharam aceitação com exceção do trabalho de Descartes que afirmou que a acomodação era devida a modificações na superfície do cristalino.

SÉCULO XVIII

O físico inglês Henry Pemberton¹⁶ foi provavelmente o primeiro a usar o termo acomodação para descrever a capacidade do cristalino em adaptar-se a várias distâncias sem ter uma explicação plausível para tal, na sua dissertação em 1719.

Lobé (1742)¹⁷ afirmava que era a superfície da córnea que se alterava.

William Porterfield (A Treatise on the eye, 1759)¹⁸ sugeriu que a acomodação era uma consequência de mudanças do cristalino em adaptar-se a diferentes distâncias, para tal utilizou como experiência a simplificação de Scheiner. Colocou dois orifícios a diferentes distâncias e observou diretamente tendo um olho visto claramente e o outro viu desfocado.

Albrech von Haller (1763)¹⁹ considerou que a contração da pupila diminuía os círculos de difusão explicando assim o fenómeno, baseando-se numa câmara escura presente em alguns animais.

Home (1795)²⁰ observou que um olho afáquico de um jovem, ainda tem uma considerável acomodação e isto deve-se à mudança na curvatura da córnea na fase de esforço.

SÉCULO XIX E XX

O médico e físico inglês Thomas Young (1801)²¹ após várias experiências afirma que o cristalino era de facto o responsável pela acomodação e fundamenta a sua teoria, afirmando que um olho afáquico não conseguia acomodar a distâncias próximas, embora houvesse relatos da acomodação presente em olhos sem cristalino^{22,23}, mas esta era baseada na profundidade de foco e não na acomodação. Nesta altura ainda não tinha sido descoberto o corpo ciliar e afirma que as modificações da superfície do cristalino eram provocadas por um mecanismo muscular no seu interior.

Purkinje²⁴ observa as imagens dum candeeiro reflectidas na superfície anterior e posterior do cristalino.

Em 1849, Langenbeck²⁵ usando um candeeiro e aumentando a imagem com um vidro foi capaz de observar num paciente que as imagens de Purkinje refletidas na superfície anterior do cristalino ficaram menores durante a acomodação, concluindo deste modo que a superfície anterior do cristalino era mais convexa durante a acomodação. Afirmou depois que o músculo ciliar entretanto descoberto por Ernest Brücke^{26,27} e William Bowman²⁸ em 1847, apertava o cristalino.

Antoine Cramer (1851)²⁹ baseado nas observações de Langenbeck comprova que durante a acomodação a superfície anterior do cristalino tornava-se mais convexa mas a posterior não sofria alterações e sugeriu que durante a acomodação a contração do músculo ciliar atuava sobre a coroideia que comprimia o vítreo contra a superfície posterior do cristalino e esta pressão aumentava a curvatura anterior.

Hermann von Helmholtz (1855)^{30,31} (Figura 3), utilizando os procedimentos de Purkinje confirmou também as conclusões de Cramer, mostrando que também a superfície posterior do cristalino se modificava colocando a hipótese que durante a acomodação o músculo ciliar relaxava e o cristalino tornava-se mais esférico, concluindo que o órgão acomodativo ativo era o músculo ciliar que transmitia a sua ação ao cristalino através da zónula. Mais tarde afirmou que a presbiopia estava relacionada com a idade, devido a uma diminuição da acomodação resultante da esclerose do cristalino.

Finalmente Helmholtz observou que na afaquia tanto os pacientes mais velhos como os jovens não tinham acomodação, porque este poder dependia do cristalino.

O anatomista alemão Heinrich Müller (1858)³² descreve a existência das fibras musculares circulares em adição às longitudinais descritas por William Bowman em 1847, passando a chamar-se (músculo de Müller), formando assim um anel de músculo liso paralelo ao bordo do cristalino, o que facilita a sua ação sobre a zónula.

Knapp (1860)³³ provou que as modificações que o cristalino sofria durante a acomodação explicavam suficientemente a variedade de acomodação.

Em 1864, Donders³⁴ estudou as alterações de amplitude da acomodação com a idade, e conclui que a amplitude de acomodação diminui linearmente com a idade devido a uma diminuição da força de contração do músculo ciliar; esta teoria era oposta à de Helmholtz que responsabiliza a perda de acomodação à esclerose do cristalino com a idade, perdendo assim a sua elasticidade.

TEORIAS DA ACOMODAÇÃO

Após saber-se qual a estrutura anatómica responsável pela acomodação pelas experiências de Thomas Young (1801) a próxima etapa era saber qual o mecanismo preciso da acomodação, e foram várias as teorias.

CRAMER (1851) – TEORIA DO VÍTREO

Para Cramer durante a acomodação a contração do músculo ciliar atuava sobre a coroide, que por sua vez comprimia o vítreo contra a superfície posterior do cristalino, e a superfície anterior ao ser comprimida contra a pupila encurvava, aumentando assim a sua curvatura.

Mais tarde esta teoria foi abandonada, quando se demonstrou a acomodação em pacientes com anirídia³⁵.

HELMHOLTZ (1853) – TEORIA DO RELAXAMENTO

Propõe que na superfície anterior, posterior e equatorial a zónula exerce uma tensão simultânea. Ele observou que quando o olho está num estado de não acomodação e focado



Figura 3 - Hermann von Helmholtz

à distância, o músculo ciliar está relaxado e as fibras zonulares elásticas estão em estado de tensão, puxando o cristalino para fora no equador, ficando o cristalino mais achatado. Durante a acomodação o músculo ciliar contrai-se, causando uma redução na tensão zonular que permite um aumento da curvatura e da espessura do cristalino (aumenta o seu poder dióptrico) com diminuição do diâmetro equatorial; um aumento da curvatura anterior com apenas uma pequena alteração na curvatura posterior, e um aumento de 0,50 mm na espessura axial do cristalino durante a acomodação. Atendendo a que o volume da lente é constante³⁶, Helmholtz conclui que o diâmetro equatorial diminui durante a acomodação.

TSCHERNING (1894) – TEORIA DA ACOMODAÇÃO

O oftalmologista Dinamarquês Marius Hans Erik Tscherning³⁷ publica a sua teoria de acomodação, referindo que esta ocorre devido à formação temporal de um lenticone anterior, e este fenómeno é possível porque a camada superficial do cristalino (Tscherning Acomodative Layer) tinha a capacidade de mudar a sua forma devido à sua consistência gelatinosa espessa. Esta teoria difere da teoria de Helmholtz em dois fenómenos básicos:

- 1- Quando o músculo ciliar se contrai, a zónula em vez de relaxar contraísse e a superfície anterior do cristalino aumentava a sua curvatura formando um lenticone central, acompanhado de um aplanamento da sua periferia.
- 2- A contração da pupila durante a acomodação eliminaria as partes periféricas do cristalino, reduzindo a aberração esférica (Koke 1942).

A teoria de Tscherning resultou imediatamente numa grande controvérsia que persiste até hoje (Schachar *et al.* 1993).

ALVAR GULLSTRAND (1911) – TEORIA DA ACOMODAÇÃO INTERNA

Segundo esta teoria³⁸ um terço da acomodação era devida às próprias fibras do cristalino, aumentando o índice de refração no centro. Esta acomodação interna reforçaria a acomodação externa relacionada com a curvatura anterior do cristalino. No entanto esta e outras teorias não foram amplamente aceites (Atchison, 1995; Martin *et al.*, 2005)

FINCHAM (1924) – TEORIA DA PLASTICIDADE

Segundo esta teoria³⁹ o cristalino é um órgão plástico moldado por uma cápsula elástica não tendo uma forma própria. A sua forma é imposta pela elasticidade da cápsula e a deformidade seria máxima nas zonas onde ela é mais fina, sobretudo na zona central anterior, provocada pela tensão na zónula que se relaxa devido a uma forte contração muscular.

COLEMAN (1970) – TEORIA DA CATENÁRIA

No modelo unificado de acomodação⁴⁰, mais tarde referido como a teoria da suspensão hidráulica em 1986, Coleman afirmou que o diferencial de pressão entre os espaços vítreo e aquoso atua como uma mudança hidráulica do cristalino e mostrou ainda que o sistema vítreo-cristalino e aquoso-cristalino suspenso pelas fibras zonulares poderiam ser comparadas a uma suspensão catenária. Neste modelo a libertação de tensão nas fibras zonulares produzirá uma curvatura do cristalino anterior mais acentuada, com a resistência vítrea à protuberância posterior do cristalino. Afirmando que o corpo ciliar é a força motriz para um grau previsível de acomodação e que o seu modelo explicava certos processos fisiológicos que não poderiam ser explicados apenas pela teoria capsular de Helmholtz amplamente aceite. A teoria de acomodação de suspensão hidráulica, é uma tentativa de explicar os respetivos papéis desempenhados pelas diferentes estruturas anatómicas envolvidas no mecanismo acomodativo.

Martin *et al.*⁴¹ questionam esta teoria e Fisher questionou o papel do vítreo na acomodação.

SCHACHAR (1993) – TEORIA DA ACOMODAÇÃO

Segundo esta teoria⁴², o músculo ciliar contrai-se durante a acomodação, levando a um aumento da tensão das fibras equatoriais da zónula que acentua a superfície central do cristalino (aumento da convexidade), aumentando o diâmetro antero-posterior do cristalino e as superfícies periféricas achatam-se, enquanto o relaxamento zonular resultou num achatamento central e numa inclinação periférica do cristalino. O equador do cristalino é puxado para a esclera pela tensão das fibras equatoriais da zónula.

Nesta teoria as fibras equatoriais da zónula desempenham um papel dominante, enquanto as fibras anterior e posterior são passivas.

Schachar e Bax⁴³ e outros pesquisadores usaram modelos matemáticos e elementos finitos não lineares.

Glasser e Kaufman⁴⁴ não concordam com esta posição, pois das suas experiências mostraram que o equador do cristalino se afasta da esclera durante a acomodação.

CORREÇÃO DA PRESBIOPIA: ÓCULOS

Nos tempos antigos as pessoas de idade avançada com cansaço ocular, tinham o seu escravo para a leitura. Essa visão é apoiada por uma carta escrita por um proeminente romano, cerca de 100 AC, em que destacou a sua renúncia à velhice, porque já não podia ler e que para isso teria que confiar aos seus escravos. Como se pode imaginar antes da invenção dos óculos foram utilizados colírios ou artefatos de modo a melhorarem a visão.

O senador Seneca (Lucius Annaeus Seneca) nascido a 4 AC alegou ter lido “todos os livros em Roma”, examinando-os através de um globo de vidro com água para produzir ampliação. O Imperador romano Nero usou uma esmeralda, enquanto via os gladiadores a lutarem, não como lente de aumento, mas provavelmente para filtrar a luz solar através da sua cor verde. Daça de Valdés⁵ no capítulo XI do livro “Porquê os anciãos têm visão de longe e não de perto”, afirmou que a visão deteriorada devia ser ajudada com uso de óculos e lentes convexas.

ORIGEM DOS ÓCULOS

Os primeiros óculos foram feitos provavelmente entre 1268 e 1289. O monge e filósofo inglês Roger Bacon (também conhecido por doctor Mirabilis) em 1268 escreveu no seu Opus Majus: “se alguém observar letras ou outros objectos minúsculos através de um vidro ou outra substância transparente e se ela tiver a forma de um pequeno segmento de esfera com o lado convexo para o olho, ele verá as letras muito melhor e parecem maiores”.

Em 23 de Fevereiro de 1306 o Beato italiano Giordano da Rivalto de Pisa⁴⁵ eminente pregador, fez um sermão na Igreja de Santa Maria Novella de Florença e lembrou que a invenção dos óculos “uma das artes mais úteis do mundo”, já tinha 20 anos, e acrescentou: “eu vi o homem que, antes de mais ninguém, descobriu e fez um par de óculos, e eu falei com ele”. Não se sabe nada deste notável inventor, talvez ele fosse um contemporâneo de Giordano. O Monge Alessandro della Spina, de quem foi dito que “ele criou os óculos e ensinou livremente a arte aos outros”, talvez fosse membro da Guild of Venetian Crystal Workers, onde o artesanato de fabricação de óculos era conhecido já em 1301. Salvino D’Armati (1258-1312) é citado como o inventor dos primeiros óculos em 1285 em Itália, embora haja algumas dúvidas sobre a sua veracidade.

Leopoldo del Migliore na sua história sobre Florença em 1684, escreveu que a Igreja de Santa Maria Maggiore tinha um memorial em homenagem a D’Armati com a seguinte inscrição: “aqui está Salvino degl’Armati, filho de Armato de Florença, inventor de óculos. Que Deus perdoe seus pecados, AD 1317”. Alguns historiadores desconfiam de sua reivindicação, a igreja foi várias vezes reconstruída.

MITOS

São vários os relatos da descoberta e data da existência dos óculos e, para bem da história da oftalmologia, estes devem ser recordados e questionados.

- No tempo de Confúcio (K’ung Chung-ni ou Confucius, 551-479 AC) os óculos já eram usados na China, o que é falso, os próprios chineses não reclamam ser os inventores dos óculos e mesmo não existem relatos da sua existência.

- O Imperador Nero (Claudius Caesar Nero, 54 a 68 AC) usava uma esmeralda verde para se proteger dos reflexos da luz na luta dos gladiadores. Assim como Plínio (Plínius Secundus, 23-70 AC), que governou Espanha também fala das esmeraldas.

- O Monge e Filósofo inglês Roger Bacon (1214-1294), provável inventor dos óculos em 1268, também foi desmentido séculos mais tarde. Talvez fosse o primeiro a dar a conhecer por escrito a possibilidade de corrigir a presbiopia com vidros de aumento.

- Marco Polo (1254-1324) no livro as Viagens de Marco Polo, faz referência à existência de óculos na China antes do nascimento de Cristo, mas não existem provas nem passagens da existência dos mesmos. Ao consultar várias traduções e edições em todas elas Marco Polo refere várias coisas que eram estranhas para ele, mas em nenhuma menciona os

óculos. No entanto a sua chegada a Veneza em 1295 coincide com a descoberta dos óculos, talvez aqui a confusão.

REFERÊNCIAS

1. Aristotle. Problems 1957 Cambridge, Mass: Harvard University Press.
2. Pansier P. Histoire de l’ophtalmologie. In: Encyclopédie Français d’Ophtalmologie. Paris, France, 1903.
3. Rasteiro A, Amato, Montalto e a arte dos olhos nos séculos XVI e XVII, Cadernos de cultura n° 8,1994; 6.
4. Kepler J. Dioptrice, seu demonstratio eorum, quae visui et visibilibus propter conspiciam non ita pridem inventa accidunt. Augsburg: Frank; 1611.
5. Daça de Valdés B. Uso de los anteojos. Sevilla, Spain: Imp diego Pérez; 1623.
6. Sturm JC. Dissertatio de Presbyopia et Miopia. Altdorfii; 1697.
7. Scheiner C. Oculus, sive fundamentum opticum, in quo radius visualis eruitur, sive visionis in oculo sedes cernitur et anguli visorii ingenium reperitur. Innsbruck, Austria: Danielem Agricola; 1619.
8. Frangenberg T. Aristotelianismo Prespectivista: três estudos de caso da Teoria Visual de Cinquecento. Journal of the Warburg e Courtauld Institutes 1991; 54: 137-1589.
9. Coleman DJ. Sobre a teoria da suspensão hidráulica da acomodação. Trans Am Ophthalmology. Soc. 1986; 84: 846-68
10. Descartes R. Dioptrice. Amsterdam, Netherlands: D. Elsevirium; 1637.
11. Descartes R. Traité de l’Homme, 1677. Translated as Treatise on Man, by Hall TS. Cambridge: Harvard Univ Press, 1972.
12. Listing JB. Wagner’s Handwörterbuch der Physiologie. Brannschweig. 1853; 4: 498.
13. Boerhaave H. Praelectiones academ. Taurino, Italy; 1755.
14. Home E, Ramsden J. Philos Transact RS. 1796; 82(2).
15. Plempius. Ophthalmographia. III. Amsterdam, Netherlands; 1632.
16. Pemberton H. Dissertatio de facultate oculi qua ad diversas distantias se acomodant. Batav, Netherlands; Lugdun: 1719.
17. Lobé SP. Dissertatio de Oculo Humano. Lugdunum Batavorum, 1742; 119.
18. Porterfield H. A Treatise on the Eye, The Manner and Phenomenon of Vision. London: A Miller; 1759.
19. Werner LP, Werner L, Paudry SK, Trindade F. Fisiologia do alojamento e presbyopia. Em: Agarwal S, Agarwal A, Apple DJ, Buratto L, Alió JL, Paudry SK, editores. Livro de texto de oftalmologia Nova Deli: Jaypee; 2002: 66-74.
20. Home E. The Croonian lecture on muscular motion. Philosophical Transactions of the Royal Society of London, 1795; 85, 1-23.
21. Young T. On the mechanism of the eye. Philos Trans. Royal Soc. 1801; 92: 23-88.
22. White JA. So-called accommodation in a lensless eye, with report of a case. Trans Am Ophthalmol Soc. 1897; 8: 241-44.
23. Daves AE. Accommodation in the lensless eye occurring in a woman aged seventy-three years, following extraction cataract. Trans Am Ophthalmol Soc. 1919; 17: 444-60.
24. Purkinge JE. Beobachtungen und Versuche zur Physiologie der Sinne. Prague, 2: 128, 1823.
25. Langenbeck MA. Klinische Beiträge on der Gebiete der Chirurgie und Ophthalmologie. Göttingen, 1849.
26. Von Brücke E. Über das Verhalten des optischen Medien des Anges gegen die Sonnenstrahlen. Vorgetragen in der Gesellschaft der Naturforscher Freund. Arch. Anat Physiol Wiss Med 370, 1846.
27. Brücke E. Über den musculus cramptoniams und den spammuskel des chorioidea. Müller’s Arch. 1846; 370.
28. Bowman W. Lectures on the Parts concerned in the Operations of the Eye. London. 62, 1849.
29. Cramer A. Mededeelingen uit et der ophthalmologie. Tijdschrift ned maatsch. Tot Bervordering der Geneeskunst. 1851; 99:119.
30. Von Helmholtz H. Über die Akkommodation des Anges. Albrecht von Graefes Arch Ophthalm. 1855; 1: 1-89.
31. Helmholtz H. Über eine bisher unbekannte Veränderung am menschlichen Auge bei Veranderter Akkommodation. Monatsberichte Akad zu Berlin. Feb, 1853.

32. Müller H. Über einen ringförmigen muskel am ciliarkörper. Arch für Ophthalmologie. 1857; III:1; IV:2.
33. Knapp JH. Ueber die lage und Krümmung des menschlichen Krystalline und den einfluss ihrer veränderugen bei accommodation aut die dioptric des Anges. Archivfür Ophthalm. 1860; VI(2):1; VII(2):136 hivfür Ophthalm. 1860; VI (2):1; VII (2):136.

Epidemiologia e Ergoftalmologia da presbiopia

Fernando Trancoso Vaz, Susana Henriques, Ana Sofia Lopes, Diana Silveira e Silva, Mafalda Mota e Joana Roque
Hospital Prof. Dr. Fernando Fonseca EPE, Amadora, Portugal

INTRODUÇÃO

A Presbiopia, do grego *présbys* ‘antigo’ e *opós* ‘olho’, é a causa mais comum de perda de acomodação. Faz parte do normal processo de envelhecimento que todas as pessoas experimentam, e caracteriza-se por uma perda gradual da amplitude de acomodação, relacionada com a idade¹, traduzindo-se clinicamente por uma progressiva dificuldade em focar os objetos ao perto, com aumento da distância de conforto de leitura (‘braços muito curtos’), que ocorre com mais frequência entre os 42 e 44 anos².

Contribuem para essa perda de amplitude de acomodação³: a diminuição do comprimento do músculo ciliar relacionada com a idade (processo extralenticular)⁴; endurecimento do cristalino⁵; aumento da viscosidade⁶ e rigidez do cristalino⁷; bem como alterações geométricas como o aumento da espessura e convexidade dessa mesma estrutura lenticular^{8,9}. Na verdade, a sua fisiopatologia persiste ainda hoje indeterminada.

EPIDEMIOLOGIA

Com o aumento progressivo da população mundial, bem como da sua esperança média de vida, e sabendo que esta perturbação é ubiqüitária a partir dos 40 anos, estima-se que 1,4 bilhões de pessoas desenvolvam presbiopia pelo ano 2020, aumentando esse número para 1,8 bilhões em 2050¹². Presbiopia é um problema de saúde muitas vezes negligenciado¹³, mesmo nos grandes estudos populacionais¹⁴, uma vez que existem várias modalidades corretivas, como sejam os óculos, as lentes de contato ou lentes intraoculares, que nos países desenvolvidos estão facilmente ao dispor da população. Em 2005, foi estimado que a nível global, 1,04 bilhões de pessoas padeciam de presbiopia, e que destas 517 milhões não tinham óculos ou estes eram desadequados. Destes, 410 milhões não conseguiam executar as tarefas que pretendiam.

ERGOFTALMOLOGIA

A presbiopia não corrigida – Presbiopia Funcional – é a causa mais comum de perturbação da visão¹⁵, daí que a organização mundial de saúde (OMS) recomende a medição da visão ao perto nos estudos populacionais, pois pode a par da diminuição da visão de longe, também contribuir para perda de qualidade de vida, independentemente do ambiente, estilo de vida ou *status* sociodemográfico do indivíduo afetado¹⁶. A prevalência de presbiopia funcional é maior em idosos do sul da Ásia (63,8%), África Subsaariana (58,6%), Europa Central, Europa de Leste e Ásia Central (51,9%) e menor nos países desenvolvidos (12,2%) podendo em países como a Finlândia ser tão baixo como 1,8%¹⁷. Na Tanzânia, só 6% da população presbíope tem óculos para correção^{18,19}. No Brasil, 55% das pessoas tem óculos para presbiopia, mas só 71% tem a correção adequada (i.e. só 39% dos presbíopes brasileiros tem correção adequada)²⁰. Só 30% dos presbíopes na Índia e 26% em Timor-Leste tem óculos adequados^{21,22}. Um estudo concluiu que a probabilidade de possuir óculos de correção

apropriada é de 30 a 39%, nos países menos desenvolvidos, e 84 a 96% nos países mais desenvolvidos.

A perda de acomodação é gradual, com os primeiros sintomas ocorrendo em média entre os 42 e os 44 anos de idade. A maioria da população experimenta esses sintomas visuais pela idade de 51 anos. São vários os fatores que influenciam o início destas queixas: a capacidade de focagem²³, a profundidade de foco, o erro refrativo concomitante (hipermétropes têm presbiopia mais cedo e míopes mais tardiamente)²⁴, tamanho da pupila, localização geográfica^{25,26}, clima^{27,28,29}, exigências e expectativas³⁰, sexo³¹ e etnia^{33, 34, 35, 36}. Parece haver algum consenso quanto ao início, mais precoce com níveis mais elevados de melatonina, nas regiões equatoriais.

Historicamente, a primeira combinação para tratamento da presbiopia, foi desenvolvida por Benjamin Franklin em 1784, ao juntar dois pares de óculos no primeiro conjunto de óculos bifocais. Existem várias formas de corrigir a presbiopia com óculos: 1. Lentes monofocais simples, vulgo ‘óculos de leitura’; 2. Lentes bifocais; 3. Lentes progressivas e 4. Lentes ocupacionais ou ‘de escritório’. Devemos prescrever a menor adição possível, que permita uma visão de perto clara e confortável³⁷, e evitar o excesso de adição, pois embora possa melhorar a acuidade de visão para perto, irá reduzir o conforto ao limitar o campo de visão³⁸.

As lentes monofocais simples – vulgo ‘óculos de leitura’ – podem ser usadas por emétopes, ou por indivíduos com baixo grau de ametropia que não sentem necessidade de correção de longe e em quem ambos pretendem uma solução económica, simples, para um uso pontual dessa adição para perto³⁹. Podem também ser usados por portadores de lentes de contato, que entraram na presbiopia, e não querem deixar de usar lentes de contato (para longe) e/ou não se deram bem com lentes de contato multifocais.

As lentes bifocais convencionais oferecem duas zonas de visão fixa (distância e perto) separadas por uma ‘linha’ visível, que produz na transição uma mudança abrupta de visão que estimula um efeito prismático. Mais recentemente no mercado, existem lentes bifocais nas quais não se vê a ‘linha’ ex. Shamir DuoTM. Este tipo de lentes está cada vez a ser menos utilizada, não só pelas suas características ópticas inferiores, mas também pelo seu uso estar muito associado a uma faixa etária mais idosa.

Nas lentes progressivas, fornece-se a potência aditiva desejada aumentando a potência entre o longe e as zonas de perto na superfície da lente^{40,41}. Assim consegue-se um corredor superior, para ver bem os objetos à distância, um corredor mais central para visão intermédia, e a porção inferior para ver ao perto. Tem a vantagem de se usar só um par de óculos, e de conseguir ter visão focada para as diferentes distâncias. As diferenças existentes entre os diferentes tipos de lentes progressivas, mesmo dentro de um mesmo fabricante, traduzem a existência de diferentes desenhos das lentes e estão relacionadas com a altura e largura do corredor da potência

progressiva e de quanto deste é destinado a cada distância focal. Diferentes áreas da lente podem ser expandidas, dependendo da função pretendida com a lente e consoante o produtor da lente, ex. Essilor, Varilux X Near Vision Behavior (NVB)TM, Zeiss Precision ou Individual 2TM, Shamir Autograph InTouchTM. Num utilizador de computador deve-se usar lentes progressivas com canal alargado, de modo a facilitar a transição entre a visão de longe, intermédia e perto. Este modalidade de correção constitui uma grande inovação óptica fantástica, mas não é desprovida de dificuldades, de algumas pessoas, em adaptar-se a esta nova realidade neurosensorial – variabilidade interindividual. O processo de neuro-adaptação é dinâmico e ainda não muito conhecido, e poderá estar envolvido um processo de neuroadaptação ainda não cabalmente esclarecido, e em que parece estar implicado o papel adaptativo das vergências e forias na adaptação de novos ambientes visuais⁴². Para uma melhor adaptação sugere-se perseverança: 1. usar os óculos permanentemente; e 2. ver ‘com os olhos e cabeça’ mexendo a cabeça à procura da melhor posição para ver nítido.

As lentes ocupacionais, ou de escritório, na porção superior não incluem refração para longe, só para distância intermédia, e para perto. Segundo a lei de Minkwitz⁴³, o facto de haver menor quantidade de mudança de poder dióptrico na lente permite que haja uma redução das aberrações na periferia da mesma, e com isso obter um maior e mais nítido campo de visão para perto e meia distância. São particularmente usadas por quem não tem erro refractivo para longe ou ele é pequeno^{44,45} e por aqueles que passam muito tempo em casa, ou no escritório, ao computador pois o campo mais alargado de visão intermédia torna o uso desta e outras novas tecnologias, mais confortável. Por último, são também úteis por exemplo, para quem usa não só o computador mas tem de ler e interagir com pessoas de forma simultânea num espaço muito confinado. Exemplos de lentes ocupacionais são: Essilor DigitimeTM, Zeiss DuraVisionTM, Shamir OfficeTM. Com o advento das tecnologias digitais, não só mudaram os métodos de comunicação e gestão da informação, como também os hábitos de visão e posturais nos utilizadores dos mesmos. Para responder a esta necessidade emergente, a indústria óptica evoluiu na área da química e desenhos ópticos, com as lentes anteriormente mencionadas – lentes ocupacionais e lentes progressivas com áreas expandidas para as distâncias intermédia e perto. Os comportamentos visuais e posturais também mudaram. Em 2011, cerca de 21 milhões de pessoas, na Alemanha, usavam computador^{46,47}, e destes cerca de 80% utilizam computador mais de 3 horas por dia, queixando-se de esforço visual, cefaleias ou dores na região cervical ou ombros⁴⁸ – Síndrome de astenopia digital e defeitos posturais. Segundo Hayes *et al.* esta correlação entre olho e sintomas corporais é de 81%, e de 64% entre esforço ocular e dor cervical/ombros⁴⁹. Estamos agora também expostos, a luzes mais brilhantes e fontes diferentes, como a luz azul LED, que emite luz potencialmente lesiva – luz azul violeta.

Em relação à ergonomia no escritório⁵⁰, sabe-se que não se deve ficar de frente para uma janela, mas sim com eixo visual paralelo a essa janela, para não haver encadeamento com luz (direta ou refletida), ficar bem sentado na cadeira que deve ter um encosto que faça um ângulo de 100 a 105° e que tenha apoio lombar; as articulações das ancas, joelhos e tibiotársica devem estar em posição neutra (Fig.1).

O ecrã do computador deve ser colocado de frente, a uma distância de 50-75 cm⁵¹ e ligeiramente inclinado para cima, de forma a ficar paralelo à face e perpendicular ao eixo visual, ajustar o contraste e brilho de acordo com as preferências pessoais. Nos utilizadores de lentes progressivas, deve-se-á posicionar o monitor um pouco mais abaixo (7,7°⁵² ou 15 cm⁵³ abaixo do nível dos olhos) de forma a olhar para o

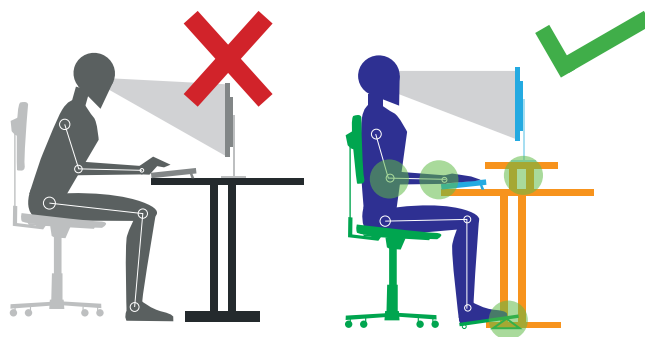


Fig. 1. Posição Correta à Secretária para Evitar Queixas Musculares (Cortesia Dra. Isabel Ritto e Ricardo Correia)

computador pelo corredor intermédio (o adequado para focar ecrã), de forma a facilitar a utilização adequada das referidas lentes, evitando a movimentação do pescoço e cabeça para trás e para cima⁵⁴. Com as lentes ocupacionais tal não é necessário, devendo o topo do ecrã estar ao nível dos olhos, uma vez que o corredor superior já é para a distância intermédia.

Para além disso, o ambiente de trabalho mudou. Há 10 anos os olhos estavam expostos a luz natural, ou emitida por luz incandescente, e agora estão expostos, a luzes mais brilhantes e a fontes diferentes, como a luz LED (*Light Emitting Diodes*) usada na luz interior, ecrãs mais recentes de televisão, computadores e ‘smartphones’, que emite luz potencialmente lesiva – luz azul-violeta. Tal deve-se às diretivas europeias do *Redesign of Energy Using Products (2005/32/CE)*, o qual recomenda a substituição das lâmpadas incandescentes por dispositivos mais económicos como os LEDs, com o objetivo de poupar energia. Contudo estas luzes LED têm uma maior percentagem de luz azul potencialmente lesiva: 1. potencial associação do componente azul da luz branca LED com toxicidade retiniana^{55,56,57}; 2. possível associação a um novo aumento da exposição ao efeito de *flickering*, com aumento de risco de astenopia digital, perante uma maior duração de exposição aos ecrãs. Pode-se obviar esse efeito recorrendo a filtros nos óculos (para presbiopia ou não) para a luz azul emitida por estes dispositivos: Essilor CrizalTM Prevencia, Zeiss DuraVisionTM BlueProtect, Shamir Glacier Blue ShieldTM; e/ou instalando softwares especificamente desenhados para regular a quantidade de luz azul a que o utilizador de computadores é exposto ao longo do dia.

Assim, em conclusão, a presbiopia faz parte do normal processo de envelhecimento, e caracteriza-se clinicamente por uma progressiva dificuldade em focar os objetos ao perto. Embora, nos países desenvolvidos, existam várias soluções para a sua resolução, o mesmo não acontece noutras partes do mundo, em que uma boa parte da população não tem óculos, ou tem mas estão desadequados. Com a crescente utilização das novas tecnologias digitais, novos desafios surgem, obrigando a indústria a desenvolver novos desenhos ópticos e filtros para a luz azul. Os ergofthalmologistas aconselham pequenas variações posturais para tornar mais fácil o uso das referidas tecnologias, com o menor incómodo possível.

REFERÊNCIAS

- Charman WN. The eye in focus: accommodation and presbyopia. Clin. Exp. Optom. 2008; 91: 207–25.
- McDonnell PJ, Lee P, Spritzer K, Lindblad AS, Hays RD. Associations of presbyopia with vision-targeted health-related quality of life. Arch Ophthalmol 2003; 121: 1577–81.
- Alvarez TL, Kim EH, Granger-Donetti B. Adaptation to progressive

- additive lenses: potential factors to consider. *Sci Rep.* 2017 May 31; 7(1): 2529.
4. Croft MA, Kaufman, PL. Accommodation and presbyopia: the ciliary neuromuscular view *Ophthalmol. Clin. North Am.* 2006; 19: 13–24.
 5. Glasser A, Campbell MC. Biometric, optical and physical changes in the isolated human crystalline lens with age in relation to presbyopia. *Vision Res.* 1999; 9: 1991–2015.
 6. Weeber HA, Eckert G, Soergel F, Meyer CH, Pechhold W, van der Heijde RG. Dynamic mechanical properties of human lenses. *Exp. Eye Res* 2005; 80: 425–34.
 7. Weeber HA, Eckert G, Pechhold W, van der Heijde, RGL. Stiffness gradient in the crystalline lens. *Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol* 2007; 245: 1357–66.
 8. Cook CA, Koretz JF, Pfahnl A, Hyun J, Kaufman, PL. Aging of the human crystalline lens and anterior segment. *Vision Res* 1994; 34: 2945–54.
 9. Dubbelman M, Van der Heijde GL, Weeber, HA. Change in shape of the aging human crystalline lens with accommodation. *Vision Res* 2005; 45: 117–32.
 10. Richdale K, Sinnott LT, Bullimore MA, Wassenaar PA, Schmalbrock P, Kao CY, Patz S, Mutti DO, Glasser A, Zadnik K. Quantification of age related and per diopter accommodative changes of the lens and ciliary muscle in the emmetropic human eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2013; 54: 1095–105.
 11. Schachar RA. Human accommodative ciliary muscle configuration changes are consistent with Schachar's mechanism of accommodation. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2015; 56: 6075.
 12. Holden BA, Fricke TR, Ho SM, Wong R, Schlenker G, Cronjé S, Burnett A, Papas E, Naidoo KS, Frick KD. Global vision impairment due to uncorrected presbyopia. *Arch Ophthalmol* 2008; 126: 1731–9.
 13. Bourne RRA, Flaxman SR, Braithwaite T, Cicinelli MV, Das A, Jonas JB, Keeffe J, Kempen JH, Leasher J, Limburg H, Naidoo K, Pesudovs K, Resnikoff S, Silvester A, Stevens GA, Tahhan N, Wong TY, Taylor HR, Vision Loss Expert Group. Magnitude, temporal trends and projections of the global prevalence of blindness and distance and near vision impairment: a systematic review and meta-analysis. *Lancet Glob Health* 2017; 5 (9): e888–e897.
 14. Resnikoff S, Pascolini D, Mariotti SP, Pokharel GP. Global magnitude of visual impairment caused by uncorrected refractive errors in 2004. *Bull World Health Organ.* 2008;86(1): 63–70.
 15. Holden BA, Tahhan N, Jong M, Wilson DA, Fricke TR, Bourne R, Resnikoff S. Towards better estimates of uncorrected presbyopia. *Bull World Health Organ* 2015; 93: 667.
 16. Tahhan N, Papas E, Fricke TR, Frick KD, Holden BA. Utility and uncorrected refractive error. *Ophthalmology* 2013;120: 1736–44.
 17. Laitinen A, Koskinen S, Härkänen T, Reunanen A, Laatikainen L, Aromaa A (): A Nationwide population-based survey on visual acuity, near vision, and self-reported visual function in the adult population in Finland. *Ophthalmology* 2005; 112: 2227–37.
 18. Resnikoff S, Pascolini D, Etya'ale D, Kocur I, Pararajasegaram R, Pokharel GP, Mariotti SP. Global data on visual impairment in the year 2002. *Bull World Health Organ* 2004; 82(11): 844–51.
 19. Miranda MN. The geographic factor in the onset of presbyopia. *Trans Am Ophthalmol Soc.* 1979; 77: 603–21.
 20. Duarte WR, Barros AJD, Dias-da-Costa JS, Cattán JM. Prevalence of near vision deficiency and related factors: a population-based study in Brazil [in Portuguese]. *Cad Saude Publica.* 2003; 19(2): 551–9.
 21. Ramke J, du Toit R, Palagyi A, Brian G, Naduvilath T. Correction of refractive error and presbyopia in Timor-Leste. *Br J Ophthalmol.* 2007; 91(7): 860–6.
 22. Ramke J, Palagyi A, Naduvilath T, du Toit R, Brian G. Prevalence and causes of blindness and low vision in Timor-Leste. *Br J Ophthalmol* 2007; 91(9): 1117– 21.
 23. Spierer A, Shalev B. Presbyopia among normal individuals. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2003; 241(2):101–5.
 24. Abraham LM, Kuriakose T, Sivanandam V, Venkatesan N, Thomas R, Muliyl J. Amplitude of accommodation and its relation to refractive errors. *Indian J Ophthalmol.* 2005; 53(2): 105–8.
 25. Carnevali T, Southaphanh P. A retrospective study on presbyopia onset and progression in a Hispanic population. *Optometry.* 2005; 76(1): 37–46.
 26. Nirmalan PK, Krishnaiah S, Shamanna BR, Rao GN, Thomas R. A population-based assessment of presbyopia in the state of Andhra Pradesh, south India: the Andhra Pradesh Eye Disease Study. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2006; 47(6): 2324–8
 27. Weale RA. Human ocular aging and ambient temperature. *Br J Ophthalmol.* 1981; 65(12): 869–70.
 28. Jain IS, Ram J, Gupta A. Early onset of presbyopia. *Am J Optom Physiol Opt.* 1982; 59(12): 1002–4.
 29. Weale RA. Epidemiology of refractive errors and presbyopia. *Surv Ophthalmol.* 2003; 48(5): 515–43.
 30. Burke AG, Patel I, Munoz B, Kayongoya A, McHiwa W, Schwarzwaldler AW, West SK. Population-based study of presbyopia in rural Tanzania. *Ophthalmology.* 2006; 113(5): 723–7.
 31. Pointer JS. The presbyopic add, II: age-related trend and a gender difference. *Ophthalmic Physiol Opt.* 1995; 15(4): 241–8.
 32. Pointer JS. Gender-related optical aspects of the onset of presbyopia. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2002; 22(2): 126–9.
 33. Hofstetter HW. The course of presbyopia in several South African ethnic groups. *Am J Optom Arch Am Acad Optom.* 1963; 40:3–13.
 34. Covell LL. Presbyopia: comparative observations of white and Negro populations. *Am J Ophthalmol.* 1950; 33(8): 1275–6.
 35. Hofstetter HW. Further data on presbyopia in different ethnic groups. *Am J Optom Arch Am Acad Optom.* 1968; 45(8): 522–7.
 36. Ong J. Southeastern Asian refugees' presbyopia. *Percept Mot Skills* 1981; 53(2): 667–70.
 37. Werner DL, Press JL. *Clinical pearls in refractive care.* Boston, Butterworth Heineman 2002; 145.
 38. Meslin DL. *Cadernos de óptica oftalmológica.* Essilor Academy Europe 2008.
 39. Almeida C, Cruz M. Cap.4.6 – Quais as melhores estratégias para um presbita? in *Perguntas e Respostas em Ergofoftalmologia.* Coord. Fernando Trancoso Vaz, Sociedade Portuguesa de Oftalmologia. 2017; p.56–61.
 40. Meister DJ, Fisher SW. Progress in the spectacle correction of presbyopia. Part 2: Modern progressive lens technologies. *Clin.Exp. Optom* 2008; 91, 251–64.
 41. Meister DJ, Fisher SW. Progress in the spectacle correction of presbyopia. Part 1: Design and development of progressive lenses. *Clin. Exp. Optom.* 2008; 91, 240–50.
 42. Alvarez TL, Kim EH, Granger-Donetti B. Scientific Reports - Adaptation to progressive additive lenses: potential factors to consider. *Sci Rep.* 2017 May 31; 7(1):2529.
 43. Minkwitz G. On the surface astigmatism of a fixed symmetrical aspheric surface. *Optica Acta* 1963; 10: 223–7.
 44. Silveira DS, Trancoso FV. Cap.4.1 - O que é a síndrome da fadiga ocular ou astenopia digital? in *Perguntas e Respostas em Ergofoftalmologia.* Coord. Fernando Trancoso Vaz, Sociedade Portuguesa de Oftalmologia, 2017; 35–7.
 45. Rosenfield M. Computer vision Syndrome: a review of ocular cases and potential treatment. *Ophthalmic Physiol Opt* 2011; 31: 502–15.
 46. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. Büroarbeit. <http://www.baua.de/de/Themen-von-A-Z/ Bueroarbeit/Bueroarbeit.html>. verfügbar am 17.12.11.
 47. Statistisches Bundesamt. 41 Millionen Erwerbstätige im 2. Quartal 2011. http://www.destatis.de/jetspeed/portal/cms/Sites/destatis/Internet/DEPresse/pm/2011/08/PD11__299__13321,templateId=renderPrint.psmml verfügbar am 01.09.2011.
 48. Kuratorium Gutes Sehen e.V.:Bildschirmarbeitsplatzbrille, Scharfes Sehen amArbeitsplatz 8 Stunden ohne Nebenwirkungen. http://www.kuppe.de/kgs_bildschirmarbeitsplatz_web.pdf verfügbar am 16.05.2008
 49. Hayes JR, Sheedy JE, Stelmack JA, Heaneym CA. Computer use, symptoms and quality of life. *Optom Vis Sci.*2007; 84 (8): 738– 74.

50. Ritto I. Cap.4.3 - Onde devo colocar o meu computador? in Perguntas e Respostas em Ergofthalmologia. Coord. Fernando Trancoso Vaz, Sociedade Portuguesa de Oftalmologia, 2017; 42-5.
51. Konig M, Haensel C, Jaschinski W. How to place computer monitor: measurements of vertical zones of clear vision with presbyopic corrections. *Clin Exp Optom* 2015; 98:244-53.
52. Allie P, Bartha MC, Kokot D, Purvis C. A field observation of display placement requirements for presbyopic and prepresbyopic computer users. *Hum Fac Erg Soc P* 2010; 54: 709-13.
53. Horgen G, Aaras A, Fagerthun H, Larsen S. Is there a reduction in postural load when wearing progressive lenses during VDT work over a three-month period? *Appl Ergon* 1995; 26: 165-71.
54. Nolasco J "Manual de ergofthalmologia" Sociedade Portuguesa de Oftalmologia 2016.
55. Krigel A, Berdugo M, Picard E, Levy-Boukris R, Jaadane I, Jonet L, Dernigoghossian M, Andrieu-Soler C, Torriglia A, Behar-Cohen F. Light-induced retinal damage using difference light sources, protocols and rat strains reveal LED toxicity. *Neuroscience* 2016; 339: 297-307.
56. Kim GH, Kim HI, Paik SS, Jung SW, Kang S, Kim IB. Functional and morphological evolution of blue light emitting diode-induced retinal degeneration in mice. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2016; 254(4): 705-16.
57. Ooe E, Tsuruma K, Kuse Y, Kobayashi S, Shimazawa M, Hara H. The involvement of ATF4 and S-Opsin in retinal fotoreceptor cell damage induced by blue LED light. *Molecular Vision* 2016; 23: 52-9.

Fisiologia da acomodação

Gonçalo Borges de Almeida¹ e Carlos Marques Neves^{2,3}

1 - Hospital Prof. Doutor Fernando da Fonseca, EPE, Amadora, Portugal

2 - CECV- Clínica Universitária de Oftalmologia, Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa, Portugal

3 - Centro Hospitalar Lisboa Norte/Hospital de Santa Maria, Lisboa, Portugal

INTRODUÇÃO

O termo “acomodação” designa a capacidade que o olho tem de alterar o seu poder dióptrico de modo a focar os objetos a diferentes distâncias. Existem diversas teorias explicativas do fenómeno da acomodação, sendo a teoria de Helmholtz (1855) a que reúne claramente maior consenso entre a comunidade científica.

Para obtenção de uma acuidade visual correta é necessário do ponto de vista do sistema óptico a convergência dos raios luminosos paralelos que atravessam o globo ocular num ponto focal, situado ao nível da retina e coincidente com a mácula lútea. Essa convergência requer a existência e correto funcionamento de estruturas responsáveis pela refração dos raios luminosos, nas quais se incluem a córnea, o cristalino, o humor vítreo e o humor aquoso^{1,2} (Figura 1).

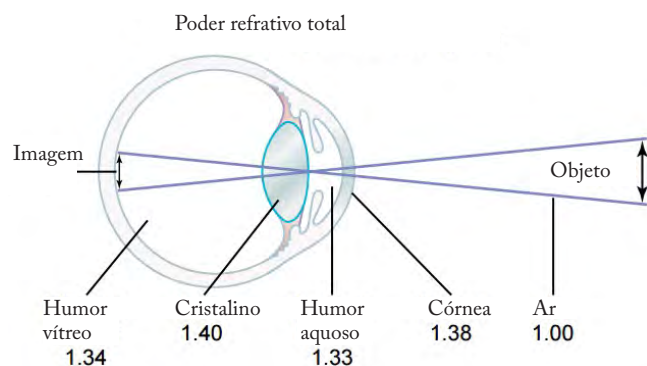


Figura 1 – Índice de refração das estruturas oculares responsáveis pela acomodação¹

CONTEXTUALIZAÇÃO HISTÓRICA

A primeira demonstração da existência de um mecanismo acomodativo remonta a 1619, quando Scheiner experimentou fazer dois furos num pedaço de cartão e através dele observar um objeto colocado a diferentes distâncias, concluindo que apenas a uma certa distância é que os objetos vistos daquela forma não apareciam em duplicado^{3,4}. A primeira explicação para este acontecimento só surgiu no século seguinte, em 1759, quando William Porterfield sugeriu que o mecanismo que permitia focar os objetos resultava de alterações ao nível do cristalino, não constatáveis em situações de afaquia (ausência do cristalino)^{3,5}. Pouco tempo depois, em 1763, Albrecht von Haller complementou a explicação de Porterfield ao considerar que a contração da pupila também teria um papel importante no mecanismo fisiológico da acomodação⁴. Thomas Young foi ainda mais longe e em 1801 propôs que as alterações ocorridas no cristalino envolviam o grau de curvatura do mesmo, rejeitando a ideia de que a acomodação se devia a modificações no comprimento axial do olho e na curvatura da córnea, como

até então se especulava que pudesse ser^{5,6}.

Foi Helmholtz (1821-1894) quem deu o contributo mais importante nesta área, constatando em 1855 que o cristalino aumentava de espessura durante a acomodação e que esta alteração se devia à contração de um músculo, o músculo ciliar descrito por Crampton e Müller, o que permitia reduzir a tensão sobre o próprio cristalino^{4,6}. Este facto possibilitava assim que ocorresse simultaneamente um aumento da espessura e diminuição do diâmetro equatorial do cristalino, o que contribuía para incrementar o seu poder refrativo. Já no século XX, Fincham demonstrou que a forma peculiar do cristalino era devida à estrutura da sua cápsula, constituída por um segmento anterior mais espesso do que o segmento posterior e sendo estes mais espessos na sua região periférica do que nos pólos. Segundo Fincham, seriam estas diferenças na cápsula do cristalino que estariam na origem da forma hiperbólica do cristalino durante o processo de acomodação^{4,6}. Foi à luz destes conhecimentos que os fundamentos teóricos para a fisiologia da acomodação foram sendo sucessivamente aperfeiçoados, sendo a teoria atualmente aceite baseada nos pressupostos originais de Helmholtz. Descreve-se em seguida o mecanismo da acomodação na sua totalidade.

FISIOLOGIA DA ACOMODAÇÃO

Reflexo da acomodação

O processo de focagem de um objeto ao perto implica a existência de três mecanismos diferentes: convergência dos olhos, acomodação das estruturas de refração e contração das pupilas, globalmente designados de tríade acomodativa e controlados pela ação do sistema nervoso autónomo^{1,7}.

Tudo começa quando um objeto é apresentado a curta distância do indivíduo e os raios luminosos provenientes do mesmo alcançam a retina, sendo captados pelos fotorreceptores (cones e bastonetes) que constituem o 1º neurónio da via óptica. A transdução que ocorre ao nível dos fotorreceptores dá origem a impulsos nervosos que seguem para as células bipolares (2º neurónio) e destas para as células ganglionares da retina (3º neurónio), cujos axónios formam o nervo óptico. Das células ganglionares da retina partem dois tipos de fibras:

1. Fibras corticais, correspondendo a cerca de 90% do total, que transmitem o impulso ao corpo geniculado externo ou lateral do tálamo, onde é feita a sinapse com o 4º neurónio, que por fim alcança o córtex visual primário (V1) e posteriormente as áreas visuais secundárias (V2, V3, V4 e outras), após sinapse com interneurónios⁷.
2. Fibras não corticais, correspondentes aos restantes 10%, que se dirigem para a área pré-tectal (que também recebe aferências do córtex visual secundário), situada posteriormente aos colículos superiores, onde após nova formação de sinapses os neurónios atingem o núcleo de Perlia, situado entre os dois núcleos de Eddinger-Wesphal, de onde partem dois tipos de neurónios funcionalmente diferentes:
 - a. Neurónios que fazem sinapses com o núcleo

- motor somático do III par craniano (nervo motor ocular comum - MOC), de onde por sua vez partem axónios para os músculos rectos internos, possibilitando o movimento de convergência^{1,7}.
- b. Neurónios que fazem sinapses com os núcleos acessórios e viscerais do MOC, como é o caso do núcleo de Eddinger-Westphal, de onde também partem axónios pré-ganglionares parassimpáticos que seguem até ao gânglio ciliar. Aqui têm origem dois tipos de neurónios diferentes^{1,7}:
 - i. Neurónios para o músculo ciliar, permitindo a acomodação do cristalino.
 - ii. Neurónios para o músculo constritor da pupila, ocorrendo miose (Figura 2).

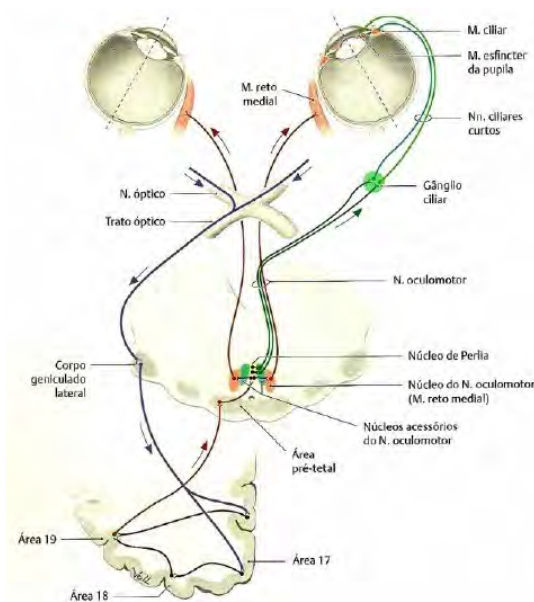


Figura 2 – Representação dos circuitos neurológicos do reflexo da acomodação⁷.

Mecanismo ocular da acomodação

Na sequência do reflexo da acomodação os neurónios pós-ganglionares parassimpáticos que partem para o músculo ciliar são excitados, ocorrendo a libertação de acetilcolina que leva à contração do músculo ciliar. A contração deste músculo provoca um deslocamento do ápex medial do corpo ciliar em direcção ao eixo do globo ocular, levando a um relaxamento das fibras suspensoras do cristalino. Este facto contribui para que haja uma alteração das forças exercidas sobre a cápsula do cristalino, permitindo que este assuma a sua forma acomodada, caracterizada por uma diminuição do diâmetro e aumento da espessura do mesmo, bem como por um aumento da curvatura das superfícies anterior e, em menor grau, posterior da sua cápsula^{1,2,4,6,8,9}. É então através do conjunto destas alterações estruturais que o cristalino consegue aumentar o seu poder dióptrico, indispensável para possibilitar a visão ao perto. Paralelamente, verifica-se uma diminuição da profundidade das câmaras anterior e posterior devido ao aumento da espessura do cristalino, que ocorre em 75% da sua extensão devido ao movimento anterior da porção anterior da cápsula e 25% ao movimento posterior da porção posterior da cápsula¹⁰ (Figura 3).

Quando o estímulo acomodativo cessa, o músculo ciliar relaxa, o que origina um movimento centrífugo do ápex do corpo ciliar. Este movimento permite aumentar novamente a tensão sobre os ligamentos suspensoras que, por sua vez,

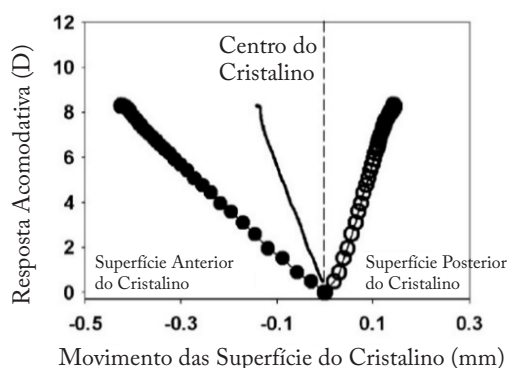


Figura 3 – Movimento dos segmentos anterior e, em menor grau, posterior da cápsula do cristalino após indução da acomodação por estimulação eléctrica do Núcleo de Eddinger-Westphal. O estudo foi realizado num macaco Rhesus previamente iridectomizado e os resultados obtidos por biometria ultrassonográfica¹⁰.

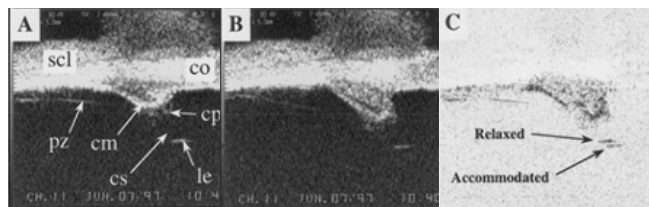
aumentam a tensão sobre a cápsula do cristalino e fazem com que este retorne à sua forma não acomodada⁸. O processo acima descrito leva não apenas a um aumento do poder dióptrico do cristalino, mas também a uma exacerbação das aberrações esféricas negativas deste^{8,11}. Este termo designa o conjunto de situações nas quais os raios paraxiais são focados num ponto mais anterior comparativamente aos raios que incidem nas regiões mais periféricas do cristalino. Este efeito é alterado pela contração do músculo constritor da pupila (devido à ação dos neurónios pós-ganglionares parassimpáticos), que ao reduzir o diâmetro do orifício pupilar permite que apenas os raios paraxiais possam penetrar no olho. Incidindo estes numa zona do cristalino com maior índice de refração, a miose ocorrida permite simultaneamente aumentar a amplitude da acomodação⁸.

Teorias alternativas da acomodação

O mecanismo descrito para a fisiologia da acomodação baseia-se fundamentalmente nos pressupostos originais de Helmholtz elaborados no século XIX. No entanto, salienta-se que já no século XX surgiram duas teorias que vieram pôr em causa os fundamentos do físico alemão, as teorias de Tscherning (1909) e Schachar (1993), ambas defendendo a existência de aumento da tensão nos ligamentos suspensoras do cristalino ao invés de uma diminuição^{4,6,9}. Segundo Tscherning, a contração do músculo ciliar daria origem a um aumento da tensão sobre os ligamentos suspensoras do cristalino, assumindo este a sua forma acomodada caracterizada por um achatamento das regiões periféricas e aumento da curvatura no seu centro. Para além disso, esta teoria diferia da de Helmholtz por considerar que existiria um aumento e não uma diminuição do diâmetro equatorial do cristalino^{4,6,9}. Esta teoria foi mais tarde abandonada pela evidência científica de que ocorria efetivamente uma diminuição do referido diâmetro durante a acomodação. A título de exemplo, Glasser, Ostrin e Wendt¹² concluíram que havia um decréscimo de 7,04% na medida do diâmetro do cristalino durante a acomodação com base em estudos realizados no macaco Rhesus e que essa diminuição era tanto maior quanto maior fosse a amplitude do estímulo utilizado para induzir a acomodação.

Por outro lado, de acordo com Schachar *et al.* a contração do músculo ciliar geraria um aumento da tensão sobre a região equatorial do cristalino ao mesmo tempo que relaxaria as fibras suspensoras anteriores e posteriores deste. Desta forma, durante o processo de acomodação ocorreria uma tração da região equatorial do cristalino em direcção à esclerótica, que juntamente com o relaxamento das fibras suspensoras anteriores

e posteriores, faria com que houvesse simultaneamente um aplanamento da região periférica do cristalino e um aumento da curvatura na sua região central^{4,6,9}. No entanto, esta teoria foi igualmente rejeitada por Glasser e Kaufman, que através de estudos *in vivo* mostraram que durante a acomodação o equador do cristalino se afasta da esclerótica em vez de se aproximar¹³ (Figura 4).



Figuras 4 – Imagens de biomicroscopia por ultrassonografia da região ciliar de um macaco iridectomizado. (A) No olho não acomodado. (B) Após a acomodação. (C) Imagem de subtração, na qual se constata, entre outras alterações, que após a acomodação o cristalino se afastou cerca de 100 µm da esclerótica. Legenda: Scl = esclerótica; co = córnea; pz = zonula posterior; cm = músculo ciliar; cs = espaço pericristalino; le = equador do cristalino; cp = processos ciliares; Relaxed - relaxado e Accommodated - Acomodado¹³.

Desta forma, mantem-se assim vigente a teoria original de Helmholtz complementada pelas descobertas de Fincham e outros autores como fundamento teórico aceite para o mecanismo de acomodação.

ALTERAÇÕES FISIOLÓGICAS DA ACOMODAÇÃO

Presbiopia

A capacidade de acomodação sofre alterações ao longo da vida. À perda gradual e fisiológica da capacidade de acomodação com a idade dá-se o nome de presbiopia, tendo início numa fase precoce da vida, decrescendo cerca de 2,5D por década e culminando na perda completa da capacidade de acomodação aos 50-55 anos⁸. Acredita-se que a gênese da presbiopia seja multifatorial, envolvendo alterações no cristalino e respectiva cápsula, bem como modificações ao nível do músculo ciliar e da tensão dos ligamentos suspensores do cristalino^{4,8,9,14}.

Alterações do aparelho da acomodação atribuíveis à idade

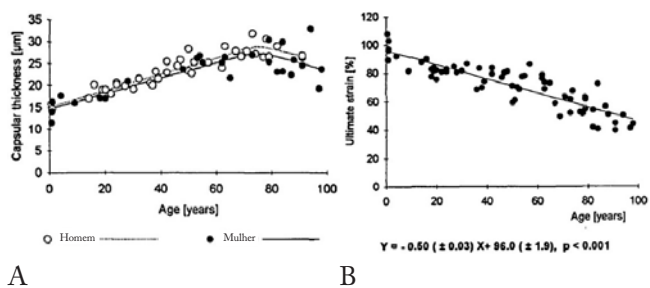
A perda da capacidade de acomodação ao longo da vida tem por base a ocorrência de alterações ligadas ao envelhecimento em diversas estruturas oculares. Descrevem-se assim algumas das modificações verificadas em cada parte do sistema que permite a acomodação.

Cápsula do cristalino

A espessura da porção anterior da cápsula do cristalino à nascença é de aproximadamente 11 micrómetros, aumentando para cerca de 33 micrómetros no indivíduo com cerca de 75 anos e decrescendo ligeiramente após essa idade, de acordo com Krag, Olsen e Andreasson¹⁵ (Figura 5A). Para além disso, os mesmos autores demonstraram que a porção anterior da cápsula se tornava progressivamente menos elástica, tendo esta capacidade de aumentar o seu comprimento até 108% no indivíduo jovem quando esticada e que esse valor decrescia para cerca de 40% aos 98 anos (Figura 5B). Outra importante conclusão a que este estudo chegou foi de que a força necessária para quebrar o segmento anterior da cápsula se mantinha constante até aos 35 anos, decrescendo linearmente a partir dessa idade.

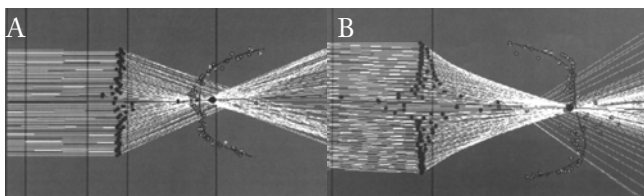
Dimensões do cristalino

O cristalino cresce continuamente ao longo da vida, aumentando



Figuras 5 – Representações gráficas das alterações ocorridas na cápsula do cristalino em função da idade. (A) Representação temporal do crescimento da cápsula do cristalino, aumentando até aos 75 anos e decrescendo a partir dessa idade. (B) Diminuição linear da elasticidade do cristalino desde o nascimento até aos 100 anos¹⁵.

a sua espessura axial como resultado da adição de novas fibras, embora mantendo o seu diâmetro equatorial. Para além disso, verifica-se que a curvatura dos segmentos anterior e posterior da cápsula do cristalino também sofre um aumento, o que analisado em conjunto com o aumento da espessura axial e manutenção do diâmetro equatorial relembra a forma adquirida pelo cristalino após o processo de acomodação^{9,14,16,17}. A única diferença reside no facto de o aumento da espessura axial do cristalino resultar de um aumento da espessura do córtex anterior e posterior do cristalino no indivíduo presbíope, enquanto que no indivíduo não presbíope esse aumento é conseguido através de um aumento da espessura do núcleo do cristalino⁸. É de ressaltar, no entanto, que apesar de o cristalino parecer assumir a sua forma acomodada, a presbiopia é caracterizada por uma perda de visão para o perto, introduzindo o conceito de “paradoxo do cristalino” (do inglês *lens paradox*)^{14,16,17}. A razão pela qual tal acontece está relacionada com o facto de existir uma perda progressiva do índice de refração do cristalino devida à formação de agregados proteicos insolúveis e a um aumento do seu conteúdo em água¹⁶. Por último, ressalva-se que o conjunto de alterações estruturais ocorridas no cristalino contribui para que as aberrações esféricas negativas que o mesmo apresenta no indivíduo jovem passem a positivas no presbíope, deixando assim de compensar as aberrações esféricas sempre positivas da córnea^{9,17,18} (Figura 6). Neste tipo de aberrações os raios mais periféricos são focados num ponto mais próximo do cristalino relativamente aos raios paraxiais. Desta forma, a ocorrência de miose durante a acomodação no presbíope leva a que apenas os raios paraxiais penetrem no olho, sendo refractados na região de menor poder dióptrico do cristalino. Conclui-se assim que esta situação contrasta com a acomodação ocorrida nos jovens, na qual a miose verificada num olho com aberrações esféricas negativas faz com que os raios incidam na região de maior poder refrativo do cristalino. Em suma, o mesmo acontecimento (miose) revela-se vantajoso no jovem e prejudicial no presbíope¹⁸.



Figuras 6 – Reconstrução em diagrama da forma não acomodada de um cristalino de um indivíduo de (A) 10 anos e (B) 66 anos e respectiva refração dos raios laser incidentes em diferentes zonas do cristalino. Observa-se a existência de aberrações esféricas negativas no indivíduo A e positivas no indivíduo B, conforme definido pela linha polinomial observada¹⁷.

Rigidez do cristalino

A rigidez do cristalino aumenta exponencialmente ao longo

da vida^{19,20}. No cristalino do indivíduo jovem, o núcleo apresenta menor rigidez do que o córtex, sendo o processo de acomodação efetuado graças a um aumento da rigidez da região nuclear. À medida que a idade progride ocorre um aumento da rigidez quer do núcleo quer do córtex do cristalino, mais marcado no primeiro de tal forma que a rigidez do núcleo ultrapassa a do córtex por volta dos 35 anos¹⁹ (Figura 7). Acredita-se que este facto seja determinante no processo de perda da capacidade acomodativa ao interferir com o perfeito equilíbrio existente entre o núcleo, cápsula do cristalino e tensão dos ligamentos suspensores que possibilita o conjunto de mecanismos necessários à acomodação. Ainda a propósito da rigidez do cristalino, Glasser, Kroft e Kaufman²⁰ realizaram uma experiência na qual isolaram o cristalino de 3 indivíduos de diferentes faixas etárias (5, 23 e 84 anos) e mediram os seus diâmetros equatorial e ântero-posterior antes e depois da remoção da cápsula. Constataram assim que no indivíduo jovem a presença da cápsula permite que o cristalino assuma a sua forma acomodada, mudando para a forma não acomodada quando a cápsula é removida. O mesmo não foi verificado no idoso, no qual chegaram à conclusão que os dois diâmetros eram independentes da presença da cápsula, sugerindo assim que o cristalino do indivíduo presbíope deixa de ser capaz de responder à cápsula durante o processo de acomodação (Figura 8).

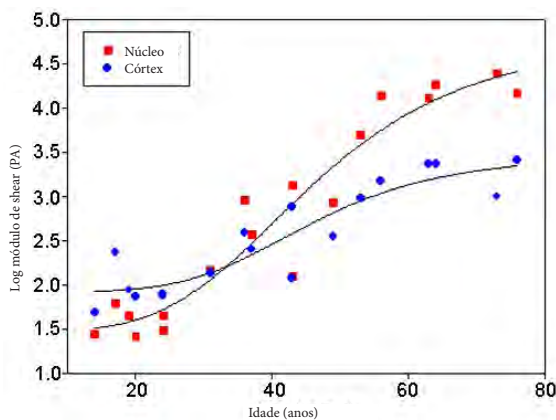
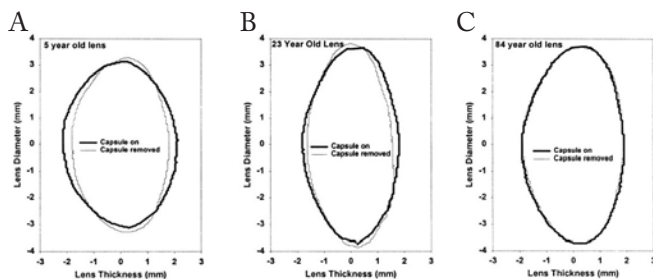


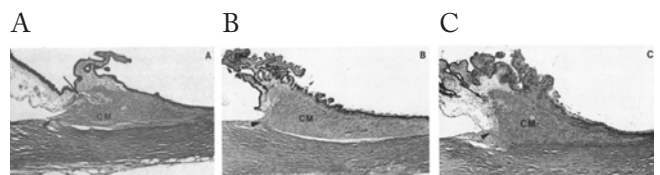
Figura 7 – Representação gráfica da evolução da rigidez do núcleo e córtex do cristalino em função da idade, mostrando um aumento exponencial em ambos os parâmetros, sobretudo do núcleo¹⁹.



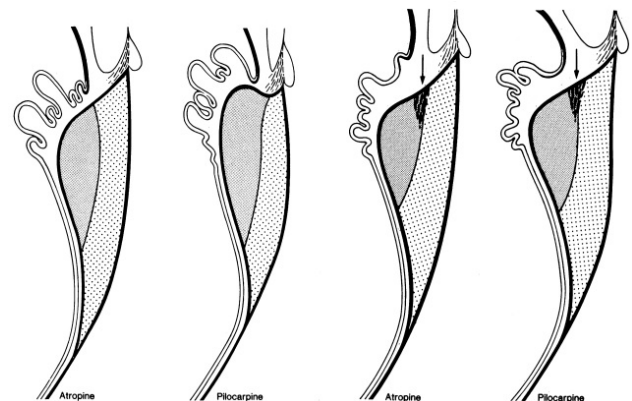
Figuras 8 – Efeito produzido pela remoção da cápsula do cristalino num indivíduo de (A) 5 anos (B) 23 anos e (C) 84 anos. No indivíduo A observa-se que a presença da cápsula permite que o cristalino assuma a sua forma acomodada, passando à forma não acomodada após remoção da sua cápsula. Este efeito de remoção da cápsula é reduzido no indivíduo B e está ausente no indivíduo C, mostrando como o aumento da rigidez do cristalino torna a sua forma independente da presença de uma cápsula²⁰.

4. Músculo ciliar

Com o envelhecimento verifica-se a existência de uma perda no número de fibras musculares e de uma expansão do tecido conjuntivo na mesma área. Não obstante, a força de contração do músculo ciliar não decresce, podendo mesmo aumentar em virtude do esforço acomodativo que os presbíopes são obrigados a realizar^{8,9,14}. Estudos histológicos realizados em preparações de músculos ciliares humanos atropinizados mostram uma diminuição do comprimento e da área total do músculo, salientando-se um crescimento do ápex interno do músculo ciliar não acomodado em direcção ao eixo do globo ocular, o que relembra a forma do músculo após acomodação no indivíduo jovem²¹ (Figura 9). Por outro lado, estudos feitos em macacos Rhesus mostram a existência de uma diminuição da resposta à acomodação induzida pela pilocarpina com a idade. Tal acontece porque se verifica uma perda da elasticidade do tendão de inserção do músculo ciliar na membrana de Bruch da coroideia, apresentando este uma marcação positiva para as proteínas actina e desmina no macaco jovem e um aumento do número de fibras de colagénio no macaco mais velho²² (Figura 10).



Figuras 9 – Imagens histológicas de músculos ciliares humanos atropinizados mostrando alterações conformacionais em função da idade num indivíduo (A) de 34 anos, (B) de 59 anos e (C) de 80 anos. Verifica-se que o músculo ciliar atropinizado do indivíduo C relembra a forma do músculo ciliar de um indivíduo jovem após a acomodação, na qual também ocorre um movimento do seu ápex interno em direcção ao eixo do globo ocular²¹.



Figuras 10 – Representação gráfica da configuração dos músculos ciliares de um macaco rhesus com (A) 8 anos e (B) 34 anos, tendo o esquerdo sido imerso numa solução de atropina e o direito numa solução de pilocarpina. No macaco A a exposição à pilocarpina causou uma alteração conformacional no músculo ciliar, ao passo que no indivíduo B tal não ocorreu pela perda de elasticidade do tendão de inserção do músculo na coroideia. Consta-se igualmente um crescimento de tecido conjuntivo no macaco B, nomeadamente na porção anterior do músculo ciliar e entre as camadas longitudinal e reticular²².

5. Ligamentos suspensores do cristalino

Num indivíduo presbíope verifica-se um aumento da espessura do cristalino e da curvatura da sua cápsula, o que significa que a inserção capsular das fibras anteriores sofre um deslocamento anterior com o envelhecimento. Paralelamente, verifica-se que a distância entre a inserção capsular dos ligamentos e

o corpo ciliar se mantém constante, o que permite concluir que há uma diminuição do ângulo de inserção das fibras mais anteriores. Este facto faz com que a força gerada pela contração do músculo ciliar incida de forma quase tangencial sobre a cápsula, havendo assim uma maior dificuldade em induzir as alterações morfológicas do cristalino necessárias ao processo de acomodação^{9,14,17}. Outra explicação possível para o desenvolvimento da presbiopia assenta na existência de uma diminuição do espaço em torno do cristalino (*circumlental space*), já que o diâmetro equatorial do cristalino permanece constante e se verifica simultaneamente um deslocamento centrípeto do ápex do corpo ciliar com o envelhecimento. A diminuição deste espaço acarreta uma redução da tensão dos ligamentos suspensores sobre a cápsula do cristalino, o que implica uma menor capacidade de alteração do seu poder refrativo uma vez que o ângulo de inserção das fibras não permite, neste caso, reduzir a tensão sobre a cápsula^{9,17}.

Teorias explicativas da presbiopia

Tendo por base as modificações ocorridas em cada componente do sistema da acomodação surgiram diversas teorias para explicar o desenvolvimento da presbiopia, podendo estas ser divididas em teorias lenticulares, que envolvem alterações na rigidez, dimensões e cápsula do cristalino; extralenticulares, que têm por base modificações no músculo ciliar e na corioideia, e ainda teorias geométricas, que preconizam a existência de alterações na inserção capsular dos ligamentos suspensores^{4,9,14,17}.

No que concerne às teorias lenticulares, destacam-se essencialmente dois mecanismos explicativos diferentes: a teoria de Hess-Gullstrand e a teoria de Duane-Fincham^{9,23}. Segundo a primeira, a medida de contração do músculo ciliar necessária para produzir a alteração de uma unidade no poder dióptrico do olho permanece constante ao longo da vida, o que significa que a razão convergência acomodativa/acomodação (AC/A) não sofre alterações relacionadas com a idade. Por oposição, a teoria de Duane-Fincham defende que a medida de contração do músculo ciliar aumenta com a idade de modo a produzir a mesma potência refractiva, o que implica um aumento da razão AC/A com o envelhecimento²³. Partindo da certeza de que ocorre uma diminuição da amplitude da acomodação com a idade parece razoável considerar que se verifique um aumento da força de contração do músculo ciliar para produzir semelhante alteração no poder dióptrico do olho, o que favorece a teoria de Duane-Fincham. No entanto, parece igualmente plausível que o músculo ciliar possa ter alguma reserva contrátil em situações em que a capacidade de acomodação seja mínima, o que sustenta a teoria de Hess-Gullstrand⁹. Múltiplos estudos serão pois necessários para aferir qual das duas teorias melhor explica as alterações do cristalino envolvidas na gênese da presbiopia.

REFERÊNCIAS

1. Guyton Arthur C, Hall John E. Textbook of Medical Physiology. 11th edition, Elsevier Saunders, Philadelphia. 2006.
2. Lang Gerhard K. Ophthalmology, a Pocket Textbook Atlas. 2nd edition, Thieme, Stuttgart. 2007
3. Wade, Nicolas J. Destined for Distinguished Oblivion. The Scientific vision of William Charles Wells. Springer, New York. 2003.
4. Pereira F, Trindade F, Werner L, Werner L. Fisiologia da acomodação e presbiopia. Arq Bras Oftalmol 2000; 63(6): 487-93.
5. Berke A, Vogel Wolfgang H. Brief History of Vision and Ocular Medicine. Wayenborgh Publishers, Amsterdam. 2009.

6. Oveneri-Ogbomo GO, Oduntan OA. Mechanism of accommodation: A review of theoretical propositions. Afr Vision Eye Health 2015; 74(1): 1-6.
7. Snell Richard S. Neuroanatomia clínica. 7ª edição, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro 2010;
8. Levin LA, Nilsson Siv FE, Ver Hoeve J, Wu Samuel M. Adler's Physiology of the Eye. 11th edition, Elsevier Saunders, Philadelphia. 2001.
9. Charman Neil W. The eye in focus: accommodation and presbyopia. Clin Exp Optom 2008; 91(3): 207-25.
10. Vilipuru AS, Glasser A. The relationship between refractive and biometric changes during Eddinger-Westphal stimulated accommodation in rhesus monkeys. Exp Eye Res 2005; 80: 349-60.
11. Vilipuru AS, Roorda A, Glasser A. Spatially variant changes in lens power during ocular accommodation in a rhesus monkey eye. J Vis 2004; 4: 299-309.
12. Glasser A, Ostrin L, Wendt M. Accommodative changes in lens diameter in Rhesus monkeys. Invest Ophthalmol Vis Sci 2006; 47: 278-86.
13. Glasser A, Kaufman PL. Mechanism of accommodation in primates. Ophthalmology 1999; 106: 863-72.
14. Kohnen T, Koch DD. Cataract and Refractive Surgery: Progress III. Springer, Berlin. 2009.
15. Krag S, Olsen T, Andreasson TT. Biomechanical characteristics of the human anterior lens capsule in relation to age. Invest Ophthalmol Vis Sci 1997; 38: 357-63.
16. Dubbelman M, Van der Heijde GL. The shape of the aging human lens: curvature, equivalent refractive index and the lens paradox. Vision Res 2001; 41: 1867-77.
17. Glasser A, Campbell MCW. Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age. Vision Res 1998; 38: 209-29
18. Gilg Alain N. Presbyopia: Therapies and further prospects. Jaypee Brothers Medical Publishers, New Delhi. 2015.
19. Heys KR, Cram SL, Truscott RJ. Massive increase in the stiffness of the human lens nucleus with age: the basis for presbyopia? Mol Vis 2004; 10: 956-63.
20. Glasser A, Croft MA, Kaufman PL. Ageing of human crystalline lens and presbyopia. In: International Ophthalmology Clinics. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2001; vol.41(2), ch.1, 1-15.
21. Tamm S, Tamm E, Rowen JM. Age-related changes of the human ciliary muscle. A quantitative morphometric study. Mechanisms of Ageing and Development 1992; 62: 209-21.
22. Lütjen Drecoll E, Tamm E, Kaufman PL. Age-related loss of morphological responses to pilocarpine in rhesus monkey ciliary muscle. Arch Ophthalmol 1988; 106: 1591-8;
23. Franzen O, Richter H, Stark L. Accommodation and Vergence. Mechanisms in the visual system. Springer, Basel. 2000.

Síndrome do Cristalino Disfuncional

Fernando Faria Correia^{1,2,3,4}, Tiago Monteiro^{1,2,3}, Nuno Franqueira^{1,2}, Fernando Vaz^{1,2} e Renato Ambrósio Jr.^{4,5,6,7}

1 - Hospital de Braga, Portugal

2 - Hospital CUF Porto, Portugal

3 - Faculdade de Medicina de Universidade do Minho, Braga, Portugal

4 - Grupo de Estudos de Tomografia e de Biomecânica da Córnea, Rio de Janeiro, Brasil

5 - VisareRIO, Rio de Janeiro, Brasil

6 - Instituto de Olhos Renato Ambrósio, Rio de Janeiro, Brasil

7 - Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), São Paulo, Brasil

INTRODUÇÃO

Alguns doentes a partir dos 50 anos procuram uma solução para aumentar a independência de óculos ou de lentes de contacto para visão de distância e de leitura. Estes “*baby boomers*” que apresentam dificuldade em ver para longe (devido a um erro refrativo) e para perto (devido à presbiopia) geralmente possuem “Síndrome do Cristalino Disfuncional” (DLS). Este conceito foi popularizado por George O. Waring IV em 2013 e, representa uma entidade clínica negligenciada e inadequadamente caracterizada previamente. O termo DLS foi selecionado, porque, por definição, trata-se de um síndrome que engloba múltiplos sinais e/ou sintomas relacionados com a disfunção progressiva e degenerativa do cristalino. Os achados clínicos tipicamente incluem: (1) opacidades no cristalino, sejam elas corticais ou nucleares ou ambas; (2) a incapacidade de acomodar devido à presbiopia; e (3) um perfil de aberrações de alta-ordem que mudou, nomeadamente com o aumento da aberração esférica e do coma^{1,2}.

ESTÁDIOS DO DLS

O DLS apresenta 3 estádios. No estádio 1, o doente apresenta queixas de perda progressiva de visão para perto derivado da perda de elasticidade do cristalino. Esta fase tem início a partir dos 40 anos de idade, e o cristalino ainda se mantém transparente. A razão para o aumento da rigidez do cristalino deriva da acumulação de pontes de dissulfido entre as proteínas cristalinas, devido à redução da concentração de glutatona reduzida disponível na parte central do núcleo³. O estádio 2 ocorre entre os 50 e os 60 anos de idade, quando o cristalino começa a ficar amarelado e ligeiramente opacificado. Os doentes podem queixar-se de perda de qualidade de visão durante esta fase, induzida pelo aumento da magnitude das aberrações de alta-ordem internas. O estádio 3 representa a fase de catarata, com o doente apresentando uma acuidade visual inferior a 20/50¹.

ONDE SE ENQUADRA O DLS NA SUBESPECIALIDADE DA CIRURGIA REFRACTIVA?

A correção cirúrgica da presbiopia continua sendo o *Santo Graal* desta área da Oftalmologia. Os procedimentos cirúrgicos na córnea ou na esclera não conseguiram atingir o mesmo nível de resultados como os do LASIK. Dependendo da experiência clínica e cirúrgica, alguns cirurgiões refrativos relutam em propor cirurgia refrativa corneana em um indivíduo com idade superior a 45 anos por diversas razões: correção insuficiente da presbiopia com monovisão; problemas relacionados com o síndrome do olho seco; e mais frequentemente, instabilidade do erro refrativo e aumento

dos sintomas visuais devido ao envelhecimento do cristalino. Assim, a cirurgia de facoemulsificação (lensexomia refrativa) também está sendo realizada mais precocemente, assim que os primeiros sinais de opacificação do cristalino aparecem, porque os pacientes exigem uma melhor qualidade de visão e uma maior independência de óculos de correção. Neste sentido, em vez de um doente apresentar uma visão “sub-ótima” por 10 a 20 anos antes da cirurgia de catarata, podemos ajudar os doentes com mais de 50 anos a otimizar a sua visão e a reduzir a sua dependência de óculos.

EXAMES COMPLEMENTARES DE DIAGNÓSTICO

Estes pontos clínicos reforçam a necessidade de recorrer a métodos de análise objetiva que podem avaliar o impacto das alterações degenerativas do cristalino na visão, de forma a melhorar a nossa sensibilidade na identificação de doentes cuja qualidade de vida pode ser melhorada de forma marcada com a cirurgia. Diferentes equipamentos complementares de diagnóstico fornecem dados sobre a performance do cristalino, tendo por base diferentes formas de análise. Por exemplo, as câmaras de Scheimpflug fornecem informação relativa à densidade do cristalino. Os aparelhos de aberrometria podem analisar as aberrações de alta-ordem ou a dispersão da luz (“*scattering*”) que interferem com a qualidade visual do doente. Como referido previamente, a alteração do perfil interno das aberrações de alta-ordem e a opacificação leve do cristalino podem explicar alguns sintomas, mesmo com achados imperceptíveis nas medidas de acuidade visual. A córnea possui uma aberração esférica de +0,28 μm , considerando uma pupila de 6,0 mm. Em adultos jovens, esta aberração é compensada pela aberração esférica negativa (-0,27 μm) derivada do cristalino. Com o envelhecimento, o cristalino apresenta um aumento da magnitude da sua aberração esférica, neutralizando-a por volta dos 40 anos e tornando-se positiva após os 60 anos de idade^{4,5}. Assim, na presença de aberrações corneanas dentro da normalidade, a modificação do perfil das aberrações internas é indicativo de mudanças ao nível do cristalino, sugerindo um processo de esclerose nuclear inerente, embora a sua transparência não esteja significativamente alterada. Estudos prévios demonstraram estes achados recorrendo a dispositivos de frente de onda baseados no princípio de *Hartmann-Shack*^{4,6,7}.

O *Optical Quality Analysis System* (Visiometrics, Terrasa, Espanha) é um dispositivo clínico que avalia o efeito combinado de aberrações ópticas e da dispersão de luz derivada da perda de transparência ocular. Este sistema de dupla passagem fornece o índice objetivo de dispersão (OSI) que

representa o grau de dispersão induzida pela deterioração da transparência ocular. Estudos prévios demonstraram que este parâmetro é útil para a quantificação das cataratas nucleares⁸. Artal *et al.* descreveram também uma correlação significativa entre o OSI e a pontuação da opalescência nuclear baseada no sistema de classificação LOCS III⁹. Lim *et al.* relataram uma correlação linear positiva entre o OSI com a densidade do cristalino medida com uma câmara de Scheimpflug¹⁰. A grande desvantagem deste dispositivo é que o parâmetro OSI é representativo do sistema ocular geral, não permitindo uma diferenciação em relação à fonte de dispersão ocular (córnea ou cristalino). O *iTrace Visual Function Analyzer* (Tracey Technologies, Houston, Texas, EUA) é também um aparelho de análise de frente de onda, que integra um aberrômetro com um topógrafo corneano. O aberrômetro usa o princípio de *ray tracing*, que projeta sequencialmente 256 raios de laser infravermelho em um padrão de varredura específico. Este sistema apresenta algumas vantagens em relação a outras tecnologias. Primeiro, a captura é rápida e faz com que não haja confusão na análise da localização original dos pontos na entrada pupilar com a localização refletida na retina, uma vez que cada ponto é analisado sequencial e separadamente. Devido ao controle rápido do perfil de pontos laser projetado na pupila, o *software* pode rastrear o tamanho da pupila e projetar todos os 256 pontos em pupilas pequenas a grandes (de 1 mm a 8 mm). Neste dispositivo, as aberrações da córnea são calculadas com base em dados da topografia e as aberrações internas são obtidas subtraindo as aberrações da córnea daquelas medidas pelo aberrômetro. Este sistema tem a particularidade de fornecer o *Dysfunctional Lens Index* (DLI), que é um parâmetro objectivo de desempenho do cristalino e é calculado com base nos dados das aberrações de alta-ordem internas, tamanho da pupila e sensibilidade ao contraste (Figura 1). Este índice objectivo classifica o desempenho geral do cristalino de 0 (fraco) a 10 (excelente) pontos¹¹.

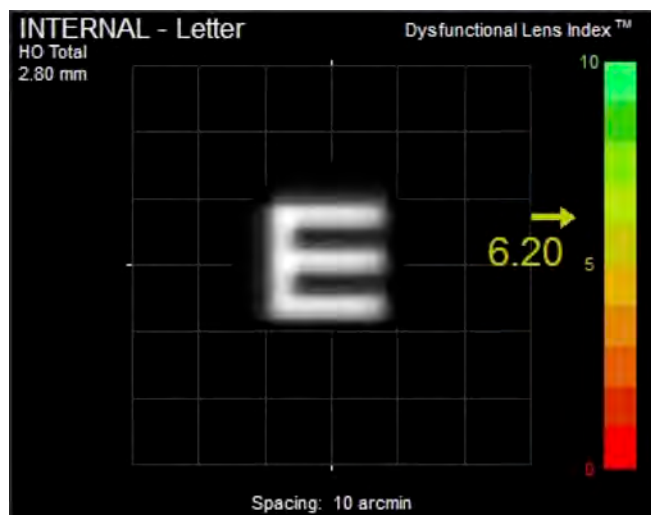


Figura 1 – *Dysfunctional Lens Index* disponibilizado pelo *iTrace Visual Function Analyzer*.

A NOSSA EXPERIÊNCIA

No departamento de Oftalmologia do Hospital de Braga realizou-se um estudo para analisar e descrever a relação do DLI com a acuidade visual para longe corrigida (CDVA), a classificação da opalescência nuclear do cristalino com base no LOCS III e a densidade nuclear do cristalino baseada na análise com uma câmara de Scheimpflug (Pentacam HR, Oculus, Wetzlar, Alemanha). Neste último dispositivo, o *Pentacam Nuclear Staging* permite a determinação objetiva da

densitometria do cristalino. O *software* gera automaticamente um modelo cilíndrico para a medição da densidade. O modelo tridimensional foi colocado no centro do núcleo, excluindo o córtex anterior e posterior, e apresentava as seguintes características: 4 mm de diâmetro, altura de 2,4 mm, curvatura frontal de 8,3 mm e curvatura traseira de 4,8 mm (Figura 2). Esta análise permite a quantificação objetiva das opacidades do cristalino dentro do modelo (densidade média e densidade máxima) numa escala contínua de 0 a 100 pontos.

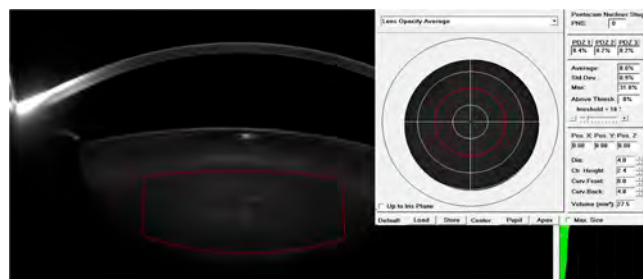


Figura 2 – *Pentacam Nuclear Staging* permite a análise tridimensional do cristalino.

Para o objetivo deste estudo, apenas o parâmetro “densidade média” foi registado. Quarenta olhos de 30 doentes (15 mulheres e 15 homens) foram incluídos neste estudo. A idade média foi de $67,53 \pm 10,70$ anos (intervalo: 46 a 90 anos) e a CDVA média em unidades logMAR foi de $0,15 \pm 0,13$ (intervalo: 0 a 0,4). O DLI mostrou uma alta correlação linear e negativa com a pontuação da opalescência nuclear ($r = -0,616, P < 0,01$). A densidade nuclear média apresentou uma correlação positiva com a pontuação da opalescência nuclear ($r = 0,697, P < 0,01$). O parâmetro de densidade média baseado no princípio de Scheimpflug demonstrou uma correlação negativa com o DLI ($r = -0,555; P < 0,01$). No que diz respeito ao CDVA, este parâmetro apresentou a correlação mais forte com o DLI ($r = -0,702, P < 0,01$) em comparação com os outros métodos de avaliação da catarata (Figura 3)¹².

Noutro estudo foi analisada a relação entre parâmetros objetivos de quantificação da disfunção do cristalino com a redução da CDVA e a facodinâmica em doentes com catarata nuclear relacionada com a idade. As mesmas características descritas previamente para a análise da região nuclear da catarata pela câmara de Scheimpflug (Pentacam HR) foram utilizadas neste estudo. Foram incluídos 51 olhos de 34 doentes (20 mulheres e 14 homens). A idade média foi de $70,77 \pm 9,19$ anos (intervalo: 52 a 90 anos) e CDVA pré-operatória média foi de $0,24 \pm 0,16$ em unidades logMAR (intervalo: 0 a 0,7). O DLI demonstrou uma alta correlação linear negativa com a opalescência nuclear ($r = -0,728, P < 0,01$). A densidade nuclear média apresentou uma correlação positiva com a opalescência nuclear ($r = 0,680, P < 0,01$). O CDVA pré-operatório apresentou uma relação estatisticamente significativa com os diferentes métodos de avaliação de catarata. No entanto, o DLI apresentou a correlação mais forte com o parâmetro CDVA ($r = -0,670, P < 0,01$). Todos os doentes foram submetidos a facoemulsificação com implantação de lente intraocular de câmara posterior sob anestesia local. A técnica de facoemulsificação *stop-and-chop*, utilizando o sistema *Infiniti* (Alcon Laboratories, Inc, Fort Worth, Texas, EUA). No final do procedimento, o parâmetro *Cumulative Dissipative Energy* (CDE) foi registado. O CDE médio foi de $8,92 \pm 6,70$ (intervalo: 0,05 a 21,42). A figura 4 mostram as relações entre o CDE e os diferentes parâmetros de análise da catarata. O CDE apresentou relações mais

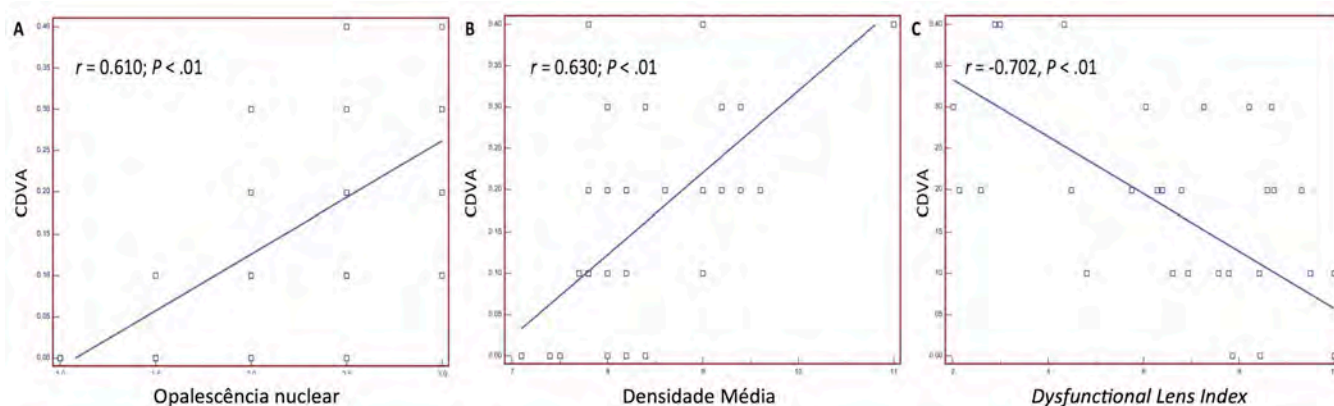


Figura 3 – Relações entre a acuidade visual para longe corrigida (CDVA) e (A) opalescência nuclear, (B) densidade média e (C) Dysfunctional Lens Index.

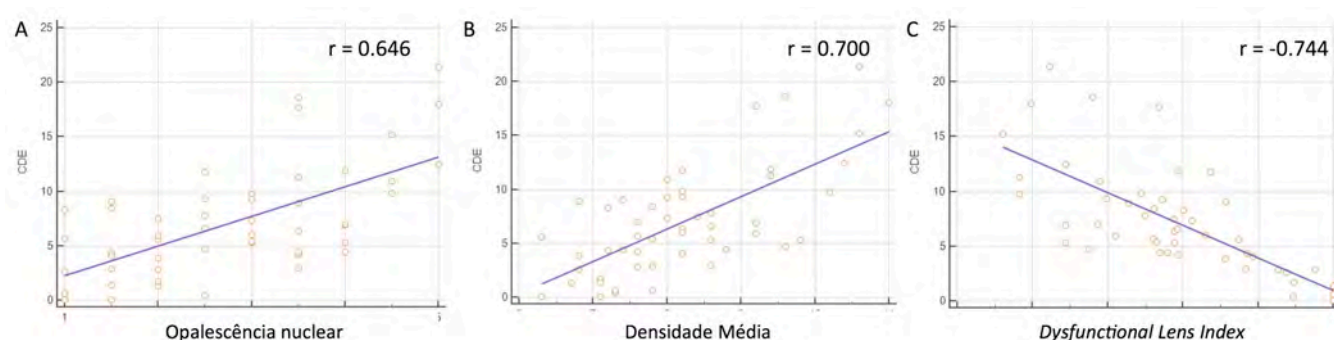


Figura 4 – Relações entre a cumulative dissipated energy (CDE) e (A) opalescência nuclear, (B) densidade média e (C) Dysfunctional Lens Index.

fortes com a densidade nuclear do cristalino e o DLI ($r = -0,744$ e $r = 0,700$, respectivamente, ambos $P < 0,01$)¹³.

CONCLUSÕES

Os resultados demonstram que tanto a densitometria do cristalino como o DLI apresentaram uma relação estatisticamente significativa com o sistema de classificação LOCS III e o CDVA. Assim, estes dados sugerem a utilidade da densitometria do cristalino e do DLI como ferramentas essenciais para avaliar objetivamente a gravidade das formas leves de cataratas nucleares relacionadas com a idade, bem como para deduzir o estado funcional do cristalino. Ambos os parâmetros objetivos foram também úteis para prever a facodinâmica nos olhos com cataratas nucleares. No entanto, a imagiologia do segmento anterior é considerada uma área clínica e de pesquisa em constante evolução. No futuro, novas tecnologias poderão fornecer dados mais pormenorizados sobre o estado funcional do cristalino, auxiliando na seleção do melhor método terapêutico para o doente.

REFERÊNCIAS

1. Waring IV GO. Diagnosis and Treatment of Dysfunctional Lens Syndrome. *Cataract and Refractive Surgery Today*. 2013; March:<http://crstoday.com/2013/03/diagnosis-and-treatment-of-dysfunctional-lens-syndrome/>.
2. Waring IV GO. Replacement of dysfunctional lens may pose multiple benefits. *Ophthalmology Times*. 2015:<http://ophthalmologytimes.modernmedicine.com/ophthalmologytimes/content/tags/acufocus/replacement-dysfunctional-lens-may-pose-multiple-benefits?page=full>
3. Glasser A, Campbell MC. Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age. *Vision Res*. 1998; 38(2): 209-29.
4. Alió JL, Schimchak P, Negri HP, MontEs-MicÚ R. Crystalline lens optical dysfunction through aging. *Ophthalmology*. 2005; 112(11): 2022-9.
5. Applegate RA, Donnelly WJ, 3rd, Marsack JD, Koenig DE, Pesudovs K. Three-dimensional relationship between high-order root-mean-square wavefront error, pupil diameter, and aging. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. 2007; 24(3): 578-87.
6. Kuroda T, Fujikado T, Maeda N, Oshika T, Hirohara Y, Mihashi T. Wavefront analysis in eyes with nuclear or cortical cataract. *Am J Ophthalmol*. 2002; 134(1): 1-9.
7. Kuroda T, Fujikado T, Maeda N, Oshika T, Hirohara Y, Mihashi T. Wavefront analysis of higher-order aberrations in patients with cataract. *J Cataract Refract Surg*. 2002; 28(3): 438-44.
8. Vilaseca M, Romero MJ, Arjona M, Luque SO, Ondategui JC, Salvador A, Güell JL, Artal P, Pujol J. Grading nuclear, cortical and posterior subcapsular cataracts using an objective scatter index measured with a double-pass system. *Br J Ophthalmol*. 2012; 96(9): 1204-10.
9. Artal P, Benito A, Pérez GM, Alcón E, De Casas A, Pujol J, Marín JM. An objective scatter index based on double-pass retinal images of a point source to classify cataracts. *PLoS One*. 2011; 6(2): e16823.
10. Lim SA, Hwang J, Hwang KY, Chung SH. Objective assessment of nuclear cataract: comparison of double-pass and Scheimpflug systems. *J Cataract Refract Surg*. 2014; 40(5): 716-21.
11. Faria-Correia F, Lopes B, Monteiro T, Franqueira N, Ambrosio R, Jr. Scheimpflug lens densitometry and ocular wavefront aberrations in patients with mild nuclear cataract. *J Cataract Refract Surg*. 2016; 42(3): 405-11.
12. Faria-Correia F, Ramos I, Lopes B, Monteiro T, Franqueira N, Ambrosio

- R, Jr. Comparison of Dysfunctional Lens Index and Scheimpflug Lens Densitometry in the Evaluation of Age-Related Nuclear Cataracts. *J Refract Surg.* 2016; 32(4): 244-8.
13. Faria-Correia F, Ramos I, Lopes B, Monteiro T, Franqueira N, Ambrosio R, Jr. Correlations of Objective Metrics for Quantifying Dysfunctional Lens Syndrome With Visual Acuity and Phacodynamics. *J Refract Surg.* 2017; 33(2): 79-83.

Nuevos horizontes en el tratamiento de la presbicia

Victoria de Rojas, Marcelino Álvarez, Patricia Simón, Antía Gestoso y Grethel Rivas
CHUAC - Complejo Hospitalario Universitario A Coruña, España

INTRODUCCIÓN

La presbicia se caracteriza por una pérdida progresiva de acomodación que ocasiona una disminución de la agudeza visual próxima sin corrección y que afecta a todos los individuos a partir de la cuarta década de la vida. Se prevé que la prevalencia global de la presbicia alcanzará los 1.400 millones en 2020 y 1.800 millones en 2050. Sin una intervención para aumentar el acceso a las gafas correctoras, el número global de individuos que presentarán una incapacidad asociada con la presbicia sin corregir se incrementará hasta 563 millones en 2020¹.

Incluso en el mundo desarrollado se ha demostrado que los pacientes con presbicia corregida presentan una disminución de calidad de vida similar a la de la hipertensión tratada. Se estima que aproximadamente, hasta un 10 % padecen tal limitación por la corrección de la presbicia, que podrían ser candidatos a otro tipo de corrección diferente de la gafa o lentilla, entre otras, la quirúrgica².

Aunque hoy día disponemos de diversas opciones para la corrección quirúrgica de la presbicia, todas ellas presentan ciertas limitaciones y / o efectos adversos, requiriéndose siempre un equilibrio entre ventajas y desventajas³.

No es extraño por tanto, que haya especial interés en otro tipo de alternativas diferentes a las gafas / lentillas o la cirugía.

En este capítulo revisaremos el estado actual del tratamiento médico de la presbicia con colirios y una reciente alternativa para su control mediante electroestimulación.

1 TRATAMIENTO MÉDICO CON COLIRIOS

En este apartado tendremos que diferenciar dos tipos de abordajes. En primer lugar nos encontramos con las opciones que pretenden producir miosis con o sin estimulación de la acomodación y en segundo, la otra alternativa cuyo objetivo es inducir un reblandecimiento del cristalino^{4,5}.

1.1 Colirios para inducir miosis con o sin acomodación

La inducción de miosis tiene un efecto estenopeico que aumenta la profundidad de foco y en ello se basan la mayoría de los tratamientos que intentan tratar la presbicia. Se trata pues de una pseudoacomodación. En algunos casos, el fármaco también es capaz de inducir contracción del músculo ciliar, pero este efecto sólo sería teóricamente eficaz en cristalinos pre-presbitas que todavía conserven alguna capacidad para deformarse.

La miosis inducida ha de guardar un equilibrio entre el incremento de la profundidad de foco y no producir los efectos secundarios de una miosis excesiva, en cuanto a reducción de la cantidad de luz que entra en el ojo y degradación de la imagen por difracción de la luz⁴.

Se han propuesto diversas estrategias, algunas de ellas contradictorias, para el tratamiento de la presbicia con colirios.

1.1.1 Agonistas parasimpaticomiméticos

El fármaco más empleado ha sido la pilocarpina. Si bien

produce miosis, también se acompaña de espasmo de acomodación que puede ocasionar miopización y cefalea. El efecto de contracción del músculo ciliar sólo tiene éxito en pacientes con presbicia incipiente.

Se han asociado diversos antiinflamatorios no esteroideos (AINES) tópicos a la pilocarpina, tales como diclofenaco, nepafenaco y bromfenaco. Se argumenta que la razón de añadir un AINE sería intentar contrarrestar los efectos indeseables de la pilocarpina provocando disminución del espasmo ciliar y prolongación de la miosis. No obstante, no se ha demostrado que los AINES disminuyan el espasmo del músculo ni que prolonguen la miosis, es más, en cirugía de catarata lo que se ha demostrado es que ayudan a mantener la midriasis. Además habría que considerar los efectos secundarios a largo plazo de tratamiento con un AINE en la superficie ocular⁴.

En un estudio se empleó la combinación de pilocarpina 1% con diclofenaco 0.1% en 100 pacientes de 45 a 50 años durante 5 años, instilando la mezcla cada 6 horas. Todos los pacientes podían leer J1 y conservaban visión lejana de 20/20, siendo el efecto secundario más frecuente la sensación de quemazón tras la instilación que hizo que un paciente abandonase el tratamiento⁶.

Otra combinación similar es la de dos parasimpaticomiméticos y un AINE denominada "Presbyeyedrops" en cuyo estudio se incluyeron tan solo 15 pacientes, reportándose resultados similares a la anterior⁷.

En 2015 se presentaron los resultados de otra combinación de parasimpaticomimético y AINE (PresbiDrops, FEPA-SAET group). El estudio incluyó 81 pacientes de 42 a 74 años. Los resultados mostraron incremento en la visión sin corrección, tanto en la próxima como en la lejana. Una cuarta parte de los pacientes experimentaron reacciones adversas que incluyeron náuseas, cefalea, visión borrosa o sensación de sequedad o picor⁸.

1.1.2 Agonista simpaticomimético y agonista parasimpaticomimético

Esta asociación se ha realizado fundamentalmente con asociación de pilocarpina o carbachol con brimonidina. La brimonidina es capaz de producir miosis, más bien limita la midriasis que se produce en condiciones de baja iluminación y refuerza el efecto del fármaco parasimpaticomimético⁹. No obstante, uno de los inconvenientes de esta asociación es la elevada frecuencia con la que se desarrolla alergia a la brimonidina (hasta en un 25.7% de los casos)¹⁰.

Abdelkader publicó en 2015 los resultados de un estudio prospectivo randomizado a doble ciego y controlado con placebo de 48 pacientes emétopes y presbitas tratados en un ojo con carbachol 2.25% y brimonidina 0.2% durante 3 meses. Encontraron una mejoría de 4 líneas de visión cercana sin corrección a la hora de la instilación y una disminución del efecto, con una duración media de 8 horas. Todos los

pacientes del grupo tratado prescindieron de gafa de cerca. La visión lejana no se afectaba y los efectos secundarios incluyeron sensación de quemazón en 3.3% de casos, cefalea en 10% dificultad de visión en baja iluminación 3.3%¹¹.

1.1.3 Agonista muscarínico y antagonista muscarínico

El PRX-100 o Liquid Vision desarrollado por "Presbyopia Therapies" contiene aceclidina y tropicamida. Con esta combinación se intenta causar miosis sin estimulación de la acomodación. En el estudio que incluye sólo 9 pacientes se redujo el diámetro pupilar a 1.6 mm con una duración de 8 horas. Se consiguieron visiones de J1 con igual o mejor agudeza visual lejana y sin cefalea aunque sí algún caso de hiperemia y escozor¹².

Otra alternativa en la misma línea la constituye PresbyPlus: dos parasimpaticomiméticos y un parasimpaticolítico. Este producto se instiló de forma bilateral dos veces al día en un ensayo clínico en el que 90% de los pacientes pudieron ver J4 a J1 durante un año sin reacciones adversas¹³.

1.1.4 Agonista muscarínico con antagonista simpaticomimético

Se ha publicado una patente con pilocarpina y dapiprazol y con pilocarpina y timoxamina. La idea es que se produzca miosis por la acción sinérgica de ambos fármacos, reduciendo el espasmo del músculo ciliar (al reducir la dosis del agonista muscarínico). No obstante no se cuenta con resultados clínicos¹⁴.

1.1.5 Combinación de seis principios activos

Recientemente se ha evaluado una combinación de seis compuestos (pendiente de patente: European Patent Application No. PW34087KMOB) que se instila de forma bilateral: pilocarpina 0.247%, phenylephrine 0.78%, polietilenglicol 0.09%, nepafenac 0.003%, feniramina 0.034% y nafazolina 0.003%. La razón de la elección de esta combinación es porque estimula la contracción del músculo ciliar mientras que mantiene una variación fisiológica del diámetro pupilar, evitando la disminución de la visión en condiciones de baja iluminación. La pilocarpina estimula la acomodación, proporcionando tanto miosis como contracción del cuerpo ciliar y puede mejorar la producción de lágrimas por estimulación de la secreción de la glándula lagrimal. La fenilefrina el nepafenac y la feniramina limitan el espasmo del músculo ciliar, la congestión vascular y la hiperemia inducida por la pilocarpina, evitando el exceso de constricción de la pupila. La nafazolina incrementa la liberación de acetilcolina y reduce la liberación de norepinefrina, potenciando el efecto relajante de la pilocarpina en el músculo dilatador de la pupila, aliviando así sus efectos secundarios, y el efecto lubricante del polietilenglicol protege frente a la típica sensación de quemazón provocada por la mayoría de estos compuestos y mejora la tolerancia de uso de estos colirios. El estudio incluyó 14 pacientes que experimentaron una mejoría de la agudeza visual cercana sin corrección de 2-3 líneas durante unas 5 horas, sin deterioro de la agudeza visual lejana sin corrección, mostrándose muy satisfechos con la eficacia y tolerancia de la medicación¹⁵.

En resumen se podría concluir que hay pocos estudios, con series cortas, pocos publicados en revistas revisadas por pares y resultados presentados tan solo en congresos que no han llegado a publicarse. La evidencia de su efecto es pues, escasa. En la mayoría de los casos se precisa una combinación de varios fármacos para que unos contrarresten los efectos secundarios de los otros. Se precisarían fármacos que indujesen una miosis de suficiente duración, con mínimo o ningún cambio miópico, y

libre de efectos secundarios. A la vista de la escasez de estudios y variedad de combinaciones, este abordaje aunque atractivo, está lejos de poder implementarse en la práctica clínica^{4,5}.

1.2 Reblandecimiento del cristalino

El proceso de incremento de rigidez del cristalino con la edad es complejo. Una de los mecanismos implicados parece ser el incremento de los grupos disulfido. Se planteó entonces la hipótesis de que un tratamiento con un antioxidante exógeno incrementa la elasticidad del cristalino. Dado que tanto las fibras corticales como las nucleares tienen glutatión reductasa, y tioredoxin reductasa, el ácido R lipoico se seleccionó para la investigación. Este ácido es un disulfido oxidado cuya reducción por glutatión o tioredoxin produce el potente antioxidante ácido dihidrolipoico (DHLA)¹⁶.

Se realizó un experimento en cristalinicos de ratones mostrando que el tratamiento in vitro con ácido lipoico reduce los puentes disulfidos entre las proteínas del cristalino, volviéndolo más elástico. Esto ocurre de forma concentración dependiente¹⁶. Posteriormente, se sintetizó ácido y purificó el éster colínico del ácido lipoico (LACE), demostrándose una mayor penetración de este compuesto a nivel ocular que del ácido lipoico. Ratones de 8 meses se trataron con este compuesto 3 veces al día en un ojo durante 5 semanas. Tras el tratamiento se extrajeron los cristalinicos y su elasticidad se evaluó con un instrumento computerizado. Se incluyó para comparación un grupo control de ratones de 8 semanas no tratados. Se pudo objetivar que los cristalinicos de los ojos tratados eran más elásticos que los cristalinicos del ojo contralateral y la mayor parte de las veces, incluso más elásticos que los de los ratones de 8 semanas del grupo control sin tratamiento. El estudio concluía que este tratamiento podría emplearse para mejorar la amplitud de acomodación en humanos¹⁶.

La compañía Encore Vision llevó a cabo un estudio multicéntrico prospectivo randomizado doblemente enmascarado controlado con placebo fase I/II en humanos con el compuesto EV06 (LACE). Los pacientes de entre 45 y 55 años recibieron tratamiento durante 90 días con una EV06 al 1.5 % cada 12 horas en el grupo de tratamiento (75 pacientes) y tratamiento con placebo en el grupo control (25 pacientes). El fármaco fue bien tolerado, no indujo cambios en la agudeza visual lejana y no se detectó efecto adverso alguno. Se produjo una mejoría estadísticamente significativa en la agudeza visual cercana con corrección para lejos¹⁷.

Probablemente, de entre los tratamientos médicos con colirios, este abordaje de reblandecimiento del cristalino sea el que tenga más sentido y posibilidades de éxito, ya que trata la causa del problema, a diferencia de los tratamientos que intentan inducir una miosis. No obstante harán falta estudios con más pacientes y a más largo plazo antes de su aplicación clínica.

2 MICROELECTROESTIMULACIÓN PULSADA DEL MÚSCULO CILIAR

Muy recientemente se han publicado los resultados de un estudio sobre una nueva alternativa no invasiva para restablecer la acomodación en pacientes con presbicia incipiente: la microelectroestimulación pulsada del músculo ciliar¹⁸. Esta técnica intenta que el músculo recupere su contracción y potencia, de la misma forma que se ha visto que la electroestimulación pulsada tiene un efecto beneficioso sobre otros músculos atroficados.

En el estudio prospectivo y no randomizado se incluyeron 27 pacientes emétopes de 40 a 51 años y 13 pacientes control. El protocolo incluyó 4 sesiones de microestimulación pulsada (2 segundos on; 6 segundos off) con 26 mA durante 8 minutos,

con un intervalo de 2 semanas. Para ello se usó el OcuFit, dispositivo médico (Soft; Montegiorgio, Italia). Consiste en unas lentes de contacto especiales y una generador a las que se conectan. El tratamiento se realizó bajo anestesia tópica. El dispositivo consiste en una lente de contacto escleral de 20 mm de policarbonato equipada con cuatro microelectrodos colocados 3.5 mm fuera del área del limbo, correspondiéndose con la región del cuerpo ciliar. Los cuatro electrodos se conectan al generador eléctrico. Durante los 8 minutos del tratamiento se aplican 60 ciclos de electroestimulación. Al finalizar el procedimiento se instilan dos gotas de combinación de esteroide y antibiótico y no es necesario ningún otro tratamiento. Los tratamientos se realizan de forma secuencial en uno y otro ojo durante la misma sesión. Los exámenes postoperatorios se llevaron a cabo dos semanas después de cada tratamiento y por lo tanto, el último de ellos, dos meses después del comienzo.

Se objetivó mejoría en la visión cercana sin corrección, y en la velocidad de lectura respecto al preoperatorio. En el grupo control todas las mediciones fueron similares al preoperatorio. El examen mediante biomicroscopía ultrasónica mostró incremento del grosor del cristalino durante la acomodación y disminución de su radio de curvatura anterior y posterior. Un cuestionario sobre satisfacción en la última exploración mostró un 96.3% de satisfacción. El único efecto adverso detectado fue sequedad ocular poco después del procedimiento y que se resolvió 48 h después con lágrimas artificiales.

El estudio publicado es el primero y único de este tipo que se ha realizado aunque los efectos de la electroestimulación para disminuir la presión intraocular ya eran conocidos^{19,20}. Se requerirán más estudios para optimizar los parámetros de las sesiones. Tratándose de estimular un músculo es de esperar que el tratamiento sea de aplicación en pacientes presbítas jóvenes, que todavía no tienen un cristalino rígido totalmente. Y por ser una estimulación pasiva, será necesario repetir las sesiones con una pauta ajustada a la respuesta individual de cada paciente. Se ha planteado la posibilidad de asociar este tratamiento que estimula la contracción del músculo, con el tratamiento médico con colirio de ácido lipoico que reblandece el cristalino, resultando entonces un tratamiento sinérgico al menos teóricamente, ya que no hay experiencia sobre esta asociación.

REFERENCIAS

1. Holden BA, Fricke TR, Ho SM, Wong R, Schlenther G, Cronjé S, Burnett A, Papas E, Naidoo KS, Frick KD. Global vision impairment due to uncorrected presbyopia. *Arch Ophthalmol* 2008; 126: 1731-39.
2. Luo BP, Brown GC, Luo SC, Brown MM: The quality of life associated with presbyopia. *Am J Ophthalmol* 2008; 145: 618-22.
3. Papadopoulos PA, Papadopoulos AP. Current management of presbyopia. *Middle East Afr J Ophthalmol*. 2014; 21: 10-7.
4. Balal S, Gil-Cazorla R, Naroo SA, Sharma A, Shah S. Refractive surgery's holy grail. Eye drops for presbyopia. *The Ophthalmologist* 2017: 0317.
5. Renna A, Alió JL, Vejarano LF. Pharmacological Treatment of presbyopia: a review of modern perspectives. *Eye and Vision* 2017; 4: 3.
6. Benozzi J, Benozzi G, Orman B. Presbyopia: a new potential pharmacological treatment. *Med Hypothesis Discov Innov Ophthalmol*. 2012; 1: 3-5.
7. Patel S, Salamun F, Matovic K. Pharmacological correction of presbyopia. Poster presented at the XXXI congress of the ESCRS. 2013. Amsterdam. <http://escrs.org/amsterdam2013/programme/posters-details.asp?id=19804>. Accessed 1 November 2017
8. Krader CG, Feinbaum C. Simple solution for presbyopia: topical agent acts by reducing pupil size to increase depth of focus. In: *Ophthalmology times*. 2015. <http://ophthalmologytimes.com>.

9. McDonald JE, Kotb AMEM, Decker BB. Effect of brimonidine tartrate ophthalmic solution 0.2% in pupil size in normal eyes under different luminance conditions. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27: 560-4.
10. Blondeau P, Rousseau JA. Allergic reactions to brimonidine in patients treated for glaucoma. *Can J Ophthalmol* 2002; 37: 21-6.
11. Abdelkader A. Improved presbyopic vision with miotics. *Eye Contact Lens*. 2015; 41: 323-7.
12. SJ Dell. Eye drops may provide a pharmacological Treatment for presbyopia. www.healio.com (2014) Available at: bit.ly/sjdell01. Last accessed November 1, 2017.
13. Donofrio Angelucci D, Pinelli R, Vejarano LF. Presbyopia Eye Drop Targets Miosis and Accommodation. In: *Refractive Surgery Outlook*. 2016. <http://isrs.aao.org/resources/february-2016>. Accessed 1 November 2017.
14. A Sharma, Optical correction (2008). Patent publication number: US20090156606 A1 (2009). Available at: bit.ly/sharmacorrection. Last accessed November 1, 2017.
15. Renna A, Vejarano LF, De la Cruz E, Alió JL. Pharmacological treatment of presbyopia by novel binocularly instilled eye drops: a pilot study. *Ophthalmol Ther* 2016; 5: 63-73.
16. Garner WH, Garner MH. Protein disulfide levels and lens elasticity modulation: Applications for presbyopia. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2016; 57: 2851-63.
17. Burns B, Encore Vision Reports Positive Phase I/II Results (2016). Available at: bit.ly/EV06presbyopia. Last accessed November 1, 2017.
18. Gualdi L, Gualdi F, Rusciano D, Ambrósio R, Salomao MQ, Lopes B, Cappello V, Fintina T, Gualdi M. Ciliary muscle electrostimulation to restore accommodation in patients with early presbyopia: Preliminary Results. *J Refract Surg* 2017; 33: 578-83.
19. Nesterov AP, Khadikova EV. Effect of ciliary muscle electrical stimulation on ocular hydrodynamics and visual function in patients with glaucoma. *Vestn Oftalmol* 1997; 113: 12-4.
20. Kumar BSh NA. The effect of noninvasive electrostimulation of the optic nerve and retina on visual functions in patients with primary open angle glaucoma. *Vestn Oftalmol* 1994; 110: 5-7.

Lentes de contacto multifocales y de foco extendido

Salvador García-Delpech^{1,2}, Patricia Udaondo^{1,2}, Walter D. Furlan³, Juan A. Monsoriu⁴ y Diego Montagud-Martínez⁴,
D García Teillard^{1,5}

1 - AKEN, Tecnología Ocular Preventiva, SL, Valencia, España

2 - Hospital Universitario y tecnológico la Fe, Valencia, España

3 - Departamento de Óptica, Universidad de Valencia, España

4 - Centro de Tecnologías Físicas, Universidad Politécnica de Valencia, España

5 - Universidad CEU, Valencia, España

INTRODUCCIÓN

En torno a los 40 años de edad empieza una nueva situación visual, la presbicia. Casi siempre el paciente lo percibe como algo muy negativo, poco importa que llevase o no gafas con anterioridad, la sensación de perder la posibilidad del enfoque cercano es algo que dificulta de manera muy llamativa la vida diaria, además la implantación del problema es rápida, y o bien es la primera señal de esa sensación de “envejecimiento”, o bien se asocia a otros síntomas que nos van a recordar que el tiempo pasa inexorablemente reduciendo nuestras aptitudes poco a poco. El primer método de corrección para solucionar o paliar el problema son las gafas, bien de cerca o progresivas, pero esto no hace más que ratificar esa sensación de envejecimiento que todos tratamos de evitar, por lo que rápidamente vamos a buscar cualquier otra solución que nos evite esa dependencia funcional y estética de las gafas. Quizá uno de los primeros métodos de corrección de la presbicia que buscan esta independencia de las gafas pasa a ser el uso de lentes de contacto, pero ¿es de verdad esta una solución?... vamos a estudiarlo con más detenimiento

MATERIALES

Leonardo Da Vinci, Descartes, son nombres ilustres que ya estaban asociados directamente con las lentes de contacto y casi desde el principio el hablar de lentes de contacto va íntimamente asociado al hablar de los materiales que las componen.

Actualmente los materiales son muy diversos, pero seguimos pudiendo dividirlos en lentes “blandas” o lentes “duras”. En ambos casos los polímeros obtenidos han mejorado la permeabilidad al oxígeno, la humectación y por ende la tolerancia hasta niveles hasta hace poco insospechados. Las lentes rígidas permeables a los gases (RGP) y las lentes de hidrogel de silicona suelen tolerarse mucho mejor que otras opciones.

A la hora de realizar la corrección de la presbicia mediante lentes de contacto, todos estos materiales, o combinaciones de los mismos a modo de piggy-back, pueden ser planteados, aunque la proporción de usuarios de lentes blandas de porte diario o mensual ha ido en aumento claramente en los últimos años.

En general, en este tipo de pacientes, hemos de tener en cuenta que la presbicia está directamente asociada a la edad y por tanto a cambios hormonales, de hidratación, a alteraciones de la superficie ocular,... por eso si hablamos de lentes de contacto blandas hemos de buscar materiales de elevada hidratación como los hidrogeles de silicona buscando un aumento del confort y descartar los demás por su clara intolerancia en estos pacientes.

MÉTODOS

Son varias las formas de conseguir una mejora de la visión cada una de las estrategias que tata mejora de la visistas materiales, o combinaciones de los mismos a modo de piggy-back, puedeónónen pacientes con presbicia, vamos a ir desarrollando cada una de las estrategias de tratamiento que podemos resumir en:

- Monovisión
- Lentes de visión simultánea

MONOVISIÓN

En general podemos decir que esta estrategia busca el dejar un ojo para la visión de lejos y otro para la visión de cerca, siendo el ojo no dominante el que se utiliza para cerca. Aunque a priori parece extraño, es una de las más aceptadas y se considera que tiene un 70% de aceptación, no obstante, lo más importante en esta estrategia es escoger muy bien al paciente.

A la hora de escoger al paciente va a ser más aceptada en bajas ametropías que en pacientes con una similitud entre la graduación de ambos ojos, han de ser pacientes motivados y es mejor si ya eran portadores de lentes de contacto previamente ya que si no es así son muchas las variables que vamos a introducir en el paciente (porte de lentes, visión diferente con uno y otro ojo,..)

Es obvio que al utilizar esta técnica, a la vez que ganamos en amplitud de campo y visión, vamos a tener una pérdida en visión binocular, así que deberíamos de descartar a aquellos pacientes que presenten pequeños problemas de visión binocular.

Va a haber diferentes aproximaciones, que se resumirían en las siguientes:

- Monovisión pura
- Mini-monovisión
- Monovisión modificada
- Mix & match

Monovisión pura

Necesitamos crear una diferencia dióptrica importante entre ambos ojos. Siempre al ojo dominante lo dejaremos corregido totalmente de lejos y en el otro ojo dejaremos una miopía de en torno a 2,5 dioptrías. Hay que asegurarse en la consulta de que el paciente lo tolera bien, de que no genera problemas de visión espacial que no le permitan realizar su quehacer diario, e incluso lo podríamos realizar en dos o tres etapas, para que el usuario pueda adaptarse de manera escalonada a la nueva situación. La adaptación y se va a dar mejor en pacientes en los que ya previamente hubiera una gran diferencia entre la graduación de ambos ojos. Además va a ser más tolerado en pacientes miopes que en hipermétropes y es difícil que en

aquellos con astigmatismo importante esta sea una buena opción de tratamiento.

Mini-monovisión

Se trata de la misma estrategia que la anterior, pero con menor diferencia entre ambos ojos, en general una diferencia de 1,5 dioptrías se tolera muy bien, y si en vez de dejar el ojo de lejos totalmente emétrope, sacrificamos algo de visión de lejos dejándolo ligeramente miope, podemos aumentar la profundidad de campo dejando una visión útil muy buena con una gran tolerancia.

Monovisión modificada

En este caso tenemos dos alternativas: En la primera en el ojo dominante colocamos una lentilla monofocal de lejos y en el otro una lente de contacto multifocal. Se haría en pacientes que no hayan tolerado la minimonovisión por requerir de lejos una agudeza visual mayor, es menos tolerada que la anterior pero puede ser planteada en pacientes hipermetropes quizá con mejor aceptación. En la segunda (Mix&Match), ambos ojos van a ser corregidos con una lente multifocal, pero cada una de ellas con un diseño diferente En el ojo dominante colocamos una lente de contacto con una parte central para corregir la visión de lejos y una periférica paracerca, mientras que en el no dominante vamos a hacer la inversa, la parte central va a ser para cerca y la periférica para lejos (véase la Figura 1). Si decidimos utilizar esta estrategia, es muy importante hacer pruebas en la consulta e incluso avisar de un periodo de adaptación de semanas hasta conseguir una adecuada visión con una cierta naturalidad en el día a día.

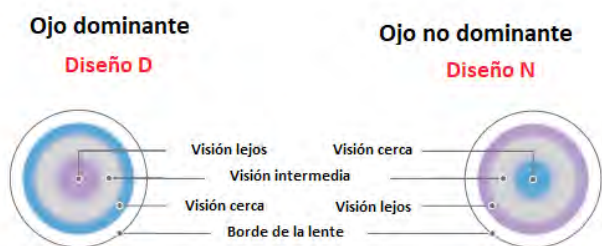


Figura 1 : Diseños de lentes de contacto multifocales típicos utilizados en la técnica de Mix& Match.

LENTE DE VISIÓN SIMULTÁNEA

A diferencia de la técnica de monovisión y sus variantes, en la visión simultánea ambos ojos llevan el mismo diseño de lente, que pueden ser bifocales, multifocales o esféricas de foco extendido. Estas a su vez pueden a su vez tener varios diseños. Podríamos hablar de:

- Concéntricas
- Segmentadas

Las lentes de contacto concéntricas pueden tener dos o más zonas anulares con potencias alternantes lejos-cerca (véase la Figura 2 a).

Las segmentadas son bifocales que presentan una diferencia arriba-abajo, siendo en general la parte superior ella corrección de lejos y la inferior la adición de cerca. Al igual que las lentes para corrección de astigmatismo, en estas lentes es muy importante que mantengan su posición por lo que se construyen con un prisma de balastro que permite una posición estable en el ojo frente al parpadeo.

Las lentes esféricas no presentan zonas anulares, sino una transición gradual de potencia entre la correspondiente a la compensación de lejos y la de lejos (o viceversa) conforme

nos vamos alejando del centro de la lente (véase la Figura 2c) Estos diseños son también los utilizados en la técnica de Mix-Match mencionada anteriormente. Los diseños concéntricos dan mejores resultados en presbítas jóvenes con adiciones bajas.

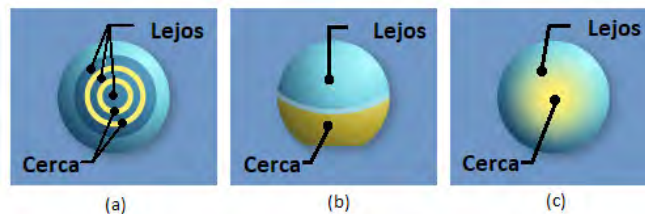


Figura 2. Diseños de lentes multifocales. a) Concéntricas. b) Segmentadas. c) Esféricas de foco extendido

NUEVOS DISEÑOS

En los últimos años, la refracción periférica ha recibido una creciente atención en la investigación sobre miopía, basada en la teoría (demostrada en animales², de que un desenfoco hipermetrópe en la retina periférica puede promover el inicio o la progresión de la miopía^{3,4}. Se ha demostrado clínicamente que diseños de lentes de contacto multifocales específicos son capaces de reducir la progresión de la miopía en niños y jóvenes, si son capaces de inducir una miopía relativa en la zona periférica de la retina⁵⁻⁷. Uno de estos diseños está basado en el concepto de lentes fractales⁸, cuyo diseño se muestra en la Figura 3. Simulaciones numéricas hechas en ojo teórico muestran que dichas lentes inducen un desenfoco miópico creciente con la excentricidad hacia la retina periférica en el meridiano horizontal (Figura 4). Actualmente, se están llevando a cabo las primeras pruebas en pacientes reales del efecto de dichas lentes.

Por lo tanto, el desarrollo de lentes fractales, nos permiten trabajar a dos niveles. Por una parte nos van a ayudar a diseñar modelos para el control de la evolución de la miopía

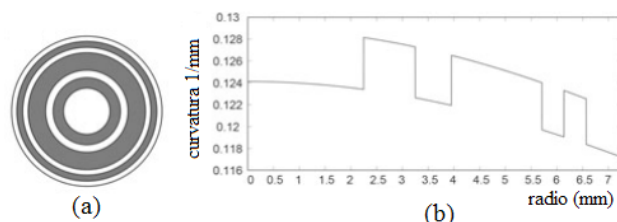


Figura 3 Lente de contacto fractal. a) Distribución de las zonas de diferente potencia. b) perfil radial de potencia

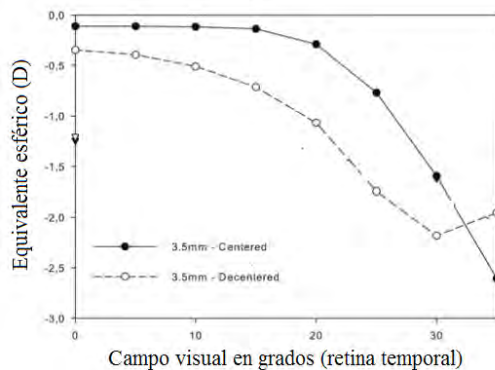


Figura 4 Refracción periférica obtenida numéricamente en un ojo modelo (ojo derecho). Para la lente de contacto centrada líneas continua y descentrada lateralmente 0,7 mm hacia el lado temporal.

y por otra parte podremos adaptar estas nuevas ideas para diseñar lentes de contacto sean útiles a la hora de solucionar los problemas de enfoque que aparecen en la presbicia.

LIMITACIONES

Un tema importante a tener en cuenta al hablar del uso de lentes de contacto para la corrección de la presbicia es el de la visión estereoscópica, flaco favor hacemos si al usar algún método de mejora de la agudeza visual produjéramos una alteración significativa de la visión del relieve que dificultase la realización de la vida corriente⁹. Hay numerosos artículos al respecto que, si bien resaltan que el uso de este tipo de lentes de contacto afecta ligeramente a la visión estereoscópica, no es una modificación tal que afecte realmente al desarrollo de la vida corriente¹⁰.

Pero hay dos puntos centrales a tener en cuenta, por una parte la hidratación de la lente de contacto y por otra la posición o el centrado de la misma.

La hidratación de la lente es fundamental no sólo a la hora de establecer la tolerancia de la misma, sino también para mantener los resultados ópticos para los que la lente está diseñada. Muchas de las cualidades ópticas dependen de que la forma de la lente sea constante y si la hidratación está comprometida también lo estarán esas cualidades ópticas. Queremos resaltar que la incidencia de sequedad ocular en los pacientes con presbicia es como bien sabemos mucho mayor que la de los pacientes no presbíta, por esto mismo hay que tener en cuenta este parámetro.

Por otra parte el centrado de la lente va a ser también esencial a la hora de poder utilizar los diseños para visión de cerca, tanto si son de visión cercana central como periférica.

La manipulación de las lentillas puede estar también comprometida en estos pacientes, es por eso que recomendamos que si vamos a utilizar lentes de contacto, lo hagamos con más frecuencia en aquellos pacientes que ya han llevado lentes de contacto previamente.

RECOMENDACIONES

Una vez establecidos a lo largo del capítulo todas las posibilidades, recomendamos:

- Plantear dos o tres estrategias diferentes, no sólo las lentes de contacto.
- En miopes, probar la monovisión.
- Hipermétropes y emétropes, nos inclinaremos más hacia la multifocalidad.
- Buscar lentes que reduzcan los problemas de hidratación, como los materiales de hidrogel de silicona.
- Evitar el ojo seco importante, descartarlo previamente.

CONCLUSIONES

Una de las conclusiones más importantes es que el uso de lentes de contacto requiere de un detenido estudio médico de la superficie ocular así como de otras características relacionadas no sólo con la visión del paciente sino con el sustrato en el que esas lentes de contacto van a ser utilizadas y la manera en lo que lo van a ser.

Obviamente, el ojo seco ha de ser evitado a la hora de plantear el uso de las lentes de contacto en general y de estas en particular, es decir, el ojo seco es incluso una contraindicación de el uso de esta estrategia para la corrección de la presbicia.

En general, como en otras técnicas, es importante no crear falsas expectativas al paciente, es interesante “ofrecer menos” y así “sorprender” gratamente con los resultados obtenidos. . Aunque, en cualquier caso y tras lo expuesto en este capítulo, podemos decir claramente que las lentes de contacto bien indicadas y personalizada la estrategia a utilizar en cada paciente, son una buena opción para corregir la presbicia.

Contestaríamos así a la pregunta inicial que nos hacíamos.

Quizá un aspecto importante es el de ofrecer a su vez el resto de posibilidades tanto médicas como quirúrgicas que tenemos para la corrección de la presbicia. El paciente debería de tener toda la información de las posibilidades para poder así tomar una decisión con criterio y eso pasa o bien porque nosotros dispongamos de todas esas opciones, o bien porque le expliquemos las opciones y sepamos remitir al paciente a centros donde las puedan llevar a cabo, es muy importante a largo plazo que los pacientes estén satisfechos con su decisión y con nuestra actitud.

REFERENCIAS

1. Ehrlich W, Heitz R, Ist die “LUCE” im manuskript K (fol, 118 verso) von Leonardo da Vinci ein Kornhautmodell oder gar eine kontaktlinse? *Contactologia* 1988; 10D: 1-3
2. Smith EL, Kee C, Ramamirtham R, Qiao-Grider Y, Hung L. Peripheral vision can influence eye growth and refractive development in infant monkeys. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2005; 46(11): 3965-72.
3. Mutti DO, Hayes JR, Mitchell GL, Jones LA, Moeschberger ML, Cotter SA, Kleinstein RN, Manny RE, Twelker JD, Zadnik K, CLEERE Study Group. Refractive error, axial length, and relative peripheral refractive error before and after the onset of myopia. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2007; 48(6): 2510-9.
4. Radhakrishnan H, Allen PM, Calver RI, Theagarayan B, Price H, Rae S, Sailoganathan A, O’Leary DJ. Peripheral refractive changes associated with myopia progression. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2013; 54(2): 1573-81.
5. Aller TA, Wildsoet C. Bifocal soft contact lenses as a possible myopia control treatment: a case report involving identical twins. *Clin Exp Optom* 2008; 91(4): 394-9.
6. Sankaridurg P, Holden B, Smith E 3rd, Naduvilath T, Chen X, de la Jara PL, Martinez A, Kwan J, Ho A, Frick K, Ge J. Decrease in rate of myopia progression with a contact lens designed to reduce relative peripheral hyperopia: one-year results. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2011; 52(13): 9362-7.
7. Anstice NS, Phillips JR. Effect of dual-focus soft contact lens wear on axial myopia progression in children. *Ophthalmology* 2011; 118: 1152-61.
8. Rodriguez-Vallejo M, Benlloch J, Pons A, Monsoriu JA, Furlan WD. The effect of Fractal Contact Lenses on peripheral refraction in myopic model eyes. *Curr Eye Res.* 2014 Apr 21; 39(12): 1151-60.
9. Sheedy JE, Harris MG, Bronge MR, Joe SM, Mook MA. Task and visual performance with concentric bifocal contact lenses. *Optom Vis Sci* 1991; 68: 537-41.
10. Woods J, Woods CA, Fonn D. Early symptomatic presbyopes—what correction modality works best? *Eye Contact Lens* 2009; 35: 221-6.

Tratamientos Ablativos de la córnea para presbicia

Alonso Aliste, Federico¹; Amián Cordero, Jonatán¹; Sánchez González y José María^{1,2}

1- Tecnoláser Clinic Vision, Sevilla, España

2- Universidad de Sevilla, España

LA PRESBICIA

La presbicia es la disminución fisiológica de la acomodación resultante de la pérdida natural de la elasticidad del cristalino y del tono del músculo ciliar. También puede definirse como el alejamiento progresivo del punto próximo de enfoque en visión cercana.

Clasificación de la presbicia

La presbicia puede ser clasificada en cuatro tipos: incipiente, presbicia funcional, presbicia absoluta, presbicia prematura.

Etiología

La presbicia es producto del envejecimiento fisiológico del sistema visual. Clásicamente se han propuesto dos mecanismos diferenciados para la aparición de la presbicia. Por un lado, la pérdida de potencia de contracción del músculo ciliar y por otro la disminución de la elasticidad del cristalino¹. Actualmente, se acepta que la principal causa de la presbicia es la pérdida de la elasticidad del cristalino mientras que el músculo ciliar desempeña un papel secundario. El cristalino crece a lo largo de toda la vida por la migración y proliferación de células epiteliales hace su núcleo. Estas células se diferencian para formar las fibras elongadas que forman el cristalino, de manera que capas de nuevas células se sitúan sobre fibras más antiguas que forman el núcleo y con el paso del tiempo se va comprimiendo y endureciendo por la constante adición de células nuevas (Figura 1).

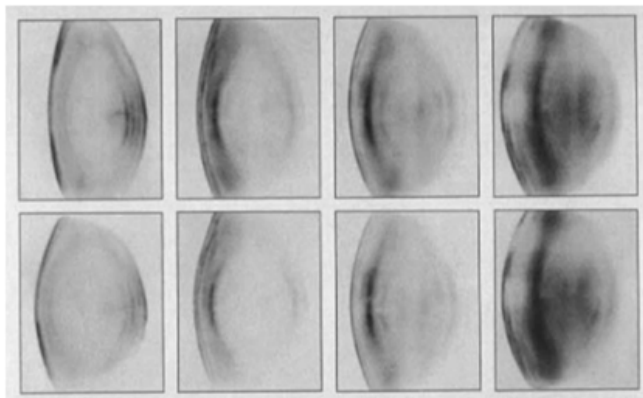


Figura 1. Imágenes tomadas de lámpara de hendidura Scheimpflug de cristalinios de sujetos humanos envejecidos (de izquierda a derecha) 19, 33, 45 y 69 años. Fila superior (no acomodación). Fila inferior (completamente acomodado). Strenk (2005)

La presbicia puede corregirse mediante técnicas de cirugía refractiva existiendo diferentes procedimientos quirúrgicos, tanto a nivel corneal con el uso de diferentes láseres (excímero, femtosegundo, holmium, entre otros) como intraocular³.

CIRUGIA DE PRESBICIA EN CÓRNEA

Existen múltiples estudios publicados que avalan con sus resultados la utilidad de la cirugía corneal para la presbicia,

en pacientes sin afectación del cristalino.

En nuestra experiencia es necesario conocer los fundamentos ópticos y los cambios que en los mismos van a suceder tras el tratamiento, para conseguir unos buenos resultados. Entendemos que, aunque el paciente presbita precisa de aceptables agudezas visuales al cerca, tenemos que realizar una cirugía que no penalice ni la visión lejana ni la intermedia en calidad y cantidad. Ante los múltiples elementos que de manera individual son necesarios conocer y controlar en esta cirugía, no es más cierto que necesitamos interiorizar ese conocimiento para dominar el arte de la cirugía corneal de la presbicia.

PRINCIPIOS BÁSICOS PARA ENTENDER LA CIRUGIA CORNEAL DE LA PRESBICIA

1. ABERRACIÓN ESFÉRICA, DEFOCUS, CENTRO DE FOCO Y PROFUNDIDAD DE FOCO

La simulación con óptica adaptativa nos ha permitido interrelacionar todos estos parámetros⁴

Al estudiar una a una el efecto de las aberraciones ópticas en pupilas de 6 mm bajo ciclopléjia, comprobamos el mayor impacto en la profundidad de campo de la aberración esférica respecto al trefoil.

Para cambios de 0,3 micras de coma o trefoil los cambios fueron no muy llamativos, mientras que cambiar la aberración esférica 0.6 micras, hacia valores positivos o negativos, se produce un importante incremento de la profundidad de campo (2 dioptrías) y de centro de foco. Pero, no obstante, para cambios superiores 0.9 micras la profundidad de foco en vez de seguir aumentando se estabiliza e incluso decrece suavemente (especialmente ocurre cuando la aberración es de signo negativo).

El aumento de profundidad de campo lleva un “peaje” y es la disminución de la calidad y cantidad de agudeza visual a partir de una determinada cantidad de cambio aberrométrico.

2. LA PROFUNDIDAD DE CAMPO (DOF), LA CALIDAD VISUAL Y LAS ABERRACIONES ESFÉRICAS

2.1 CONCEPTOS PREVIOS:

La PSF (función de punto extendida) es la distribución de luminancia en la imagen de una fuente puntual de luz). Las comparaciones son mucho más fáciles si a la PSF le aplicamos un simple número que especifique la calidad de visión en una escala simple, para ello utilizamos el Ratio de Strehl.

El Ratio de Strehl (SR) es una medida del efecto de las aberraciones en la reducción del valor de la PSF. Su valor medio es de 0.212 ± 0.043 en pupila de 6 mm y es un buen parámetro para evaluar la calidad óptica de la formación de imágenes. Su valor está entre 0 y 1 (a mayor cantidad de aberraciones menor valor de SR) y peor calidad óptica de la imagen formada en retina.

2.2 UMBRAL DE MEJOR CALIDAD VISUAL DE IMAGEN

Fan Yi⁵ elige el Ratio de Strehl basado en la función de transferencia óptica (VSOTF) para estimar la calidad de la imagen retiniana y su correlación con la agudeza visual medida en log MAR, indicando la importancia de mantener un nivel aceptable de calidad visual después de cualquier aumento de profundidad de campo (DOF)

Se define el valor DOF ABSOLUTO el rango de desenfoque en el cual la agudeza visual del sujeto es 0.2 log MAR (0.66 A.V) según Collins, Franklin y Davis⁶ (2002), aunque autores como Plakitsi y Charman⁷ (1995) lo consideran en 0.3 log MAR (0.5 AV).

El algoritmo de enfoque directo, el nivel de AV de 0.2 log MAR, corresponde a un Ratio de Strehl basado en VSOTF de 0.12 aproximadamente.

Es decir, el ideal en estos casos es conseguir la mayor profundidad de foco posible manteniendo una aceptable agudeza visual al lejos, determinada por 0,2 log MAR o su equivalente 0.66 de A.V.

3. FACTORES PREOPERATORIOS ASOCIADOS A LAS ABERRACIONES DE ALTO ORDEN. ASPECTOS GENERALES

Debemos entender que las aberraciones de alto orden (HOAs) son intrínsecas al sistema óptico, que aparecen en todas las personas y que cambian influenciadas por diferentes factores⁸. Edad: aparecen cambios de significación estadística en mayores de 40 años respecto a las HOAs: comas, aberración esférica.

En los pacientes jóvenes predomina la aberración corneal frente a la total y el cristalino intenta compensar esa diferencia. Esto no ocurre en pacientes de más edad donde hay una pérdida de equilibrio entre las aberraciones corneales y del cristalino, (como explicaremos más adelante).

Además, la forma de la córnea cambia con la edad, tendiendo el astigmatismo a ir de la regla a en contra de la regla.

La transparencia de medios oculares también cambia (por ejemplo, la opacidad de la lente, la degeneración vítrea...) contribuyen a cambios en las aberraciones ópticas.

Sexo: significación estadística del defocus en mujeres.

K-Steepest: Sabemos que el valor medio más pronunciado de K muestra la mayor correlación con aumento de HOAs total de todos los factores estudiados ($P < 0.001$).

Diámetro pupilar: También existen diferencias significativas ($P < 0.001$) en diferentes aberraciones (RMS total, HOAs total, defocus, coma total) al comparar diferentes tamaños de pupila. Oshika et al⁹ (1999) muestra aumento de HOAs total y aberraciones tipo coma en dilatación pupilar de 3 a 7 mm. Campbell & Gubisc (1999)¹⁰ mostraron que la calidad de imagen es relativamente buena en pupilas de tamaño medio y se deteriora con el aumento del diámetro, (como explicaremos más adelante).

Defocus: Simonet et al¹¹ (1999) y Marcos et al (2000)¹², informan de aumento de las aberraciones con el aumento de la miopía.

Astigmatismo: Wu¹³ concluye que el astigmatismo residual o inducido limita la agudeza visual y provoca halos nocturnos. El astigmatismo irregular causa pérdidas de BCVA, diplopía monocular e imágenes fantasma.

Trefoil: Los ratios límites entre borrosidad "invalidante" y "tolerable" es mayor en los trefoil (ratio 3.5) que en los defocus (ratio 2.5) y astigmatismo (ratio 2.2)^{14,15}

Película lagrimal: Tutt et al (2000)¹⁶, Koch et al (2002)¹⁷ las irregularidades de la superficie anterior de la córnea por alteración de la estabilidad lagrimal conducen a aberraciones ópticas significativas

Otros factores: Blanco -Blanco, ACD, IOP, todos ellos de

menor significación estadística.

4. MONOVISION Y MONOVISION MODIFICADA EFECTOS DE DIFERENTES COMBINACIONES de Z04 Y Z06 en el DOF Y AGUDEZA VISUAL

El 80 % de los pacientes toleran la monovisión tradicional tras cirugía, pero con alteraciones en la estereopsis y afectación de la visión intermedia cuando hay adiciones altas para en cerca. Con la monovisión modificada se intenta la "sumación binocular" para mejorar la calidad de visión y la profundidad de campo, utilizando junto a una pequeña anisometropía diversas combinaciones¹⁸ de Z_{04} y Z_{06} , bien en los dos ojos o sólo en el no dominante.

En un estudio publicado por Fan Yi⁵ en ojos reales observamos, que la mejor combinación de aberraciones es la de Z_{04} y Z_{06} , pero de signo contrario, siendo su efecto en cuanto a aumento de profundidad de campo superior a la medida por separado de Z_{04} y Z_{06} o cuando se suman con el mismo signo.

En cuanto al efecto sobre la disminución de agudeza visual la introducción de Z_{04} hasta 0.6 micras, ya sea positiva o negativa, redujo la agudeza visual media a 0.30 log MAR por cada micra. El efecto de Z_{06} , positivo o negativo, de hasta 0.25 micras redujo la agudeza visual media 0.83 log MAR por micra, pero la combinación de Z_{04} y Z_{06} con signos contrarios indujo una disminución media de agudeza visual de 0.4 log MAR por micra.

También se ha observado que Z_{04} y la Z_{06} por separado son capaces de aumentar la profundidad de campo de media 0.27 D y 0.24 D respectivamente para una pérdida de agudeza de visión de 0.1 log MAR, mientras que su combinación con signos opuestos lo hace en 0.4 D para la misma pérdida de agudeza visual de 0.1 log MAR.

En cuanto a las combinaciones de aberraciones esféricas y el centro de enfoque, la introducción de Z_{04} induce un cambio promedio de 2.9 D de centro de foco por micra. La de Z_{06} , un desplazamiento promedio de 3.5 D por micra y la combinación con signos opuestos de Z_{04} y Z_{06} consigue 3.9 D por micra.

La combinación: $+Z_{04}-Z_{06}/-Z_{04}+Z_{06}$ y la combinación $-Z_{04}+Z_{06}/+Z_{04}-Z_{06}$ ¹⁹ se consideran las más efectiva y con mayor grado de satisfacción para el paciente, especialmente en visión intermedia.

Según la cantidad de las mismas los resultados sobre la calidad de visión y profundidad de campo son diferentes (Figura 2). Cuando decidimos dejar una anisometropía considerable en el

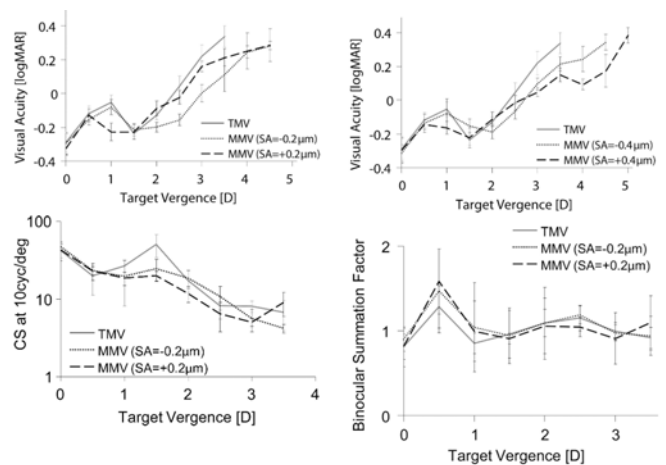


Figura 2. Cambios en agudeza visual, Trough-focus binocular (con Cs 10cyc/deg y con factor de sumación), en función de aberraciones esféricas en Monovisión Tradicional (TMM) o Monovisión modificada (MMV). Óptica adaptativa aplicada a cirugía de presbicia¹⁸.

Tabla 1. ÓPTICA ADAPTATIVA APLICADA A LA CIRUGÍA DE PRESBICIA I.

Anisometría (Ojo no dominante)	Agudeza Visual Monovisión tradicional (MVT)	Aberración Esférica	Agudeza Visual Monovisión Modificada (MVM)	Comentarios
0,00 D	-0,29 log MAR	-	≈ -0,29 log MAR (1) (2)	No hay significación estadística entre las dos agudezas MVT y MVM en lejos
0,50 D	-0,12 log MAR	-	≈ -0,12 log MAR (1)	No hay significación estadística entre las dos agudezas MVT y MVM en lejos
1,00 D	-0,05 log MAR	$Z_{4.0} + 0,2 \mu\text{m}^{*1}$ $+ 0,4 \mu\text{m}$	- 0,23 log MAR	Mejor visión intermedia en MVM con significación estadística (*1especialmente en + 0,2 μm)
1,00 D	-0,05 log MAR	$Z_{4.0} - 0,2 \mu\text{m}$ $- 0,4 \mu\text{m}$	- 0,17 log MAR	Mejor visión intermedia en MVM sin significación estadística
1,50 D 1,50 D	-0,23 log MAR -0,23 log MAR	$Z_{4.0} \pm 0,2 \mu\text{m}^{*2}$ $\pm 0,4 \mu\text{m}^{*3}$	≈ 0,23 log MAR (3) ≈ 0,15 log MAR (3)	Mejor MVM en visión cerca sin significación estadística (*2especialmente en - 0,2 μm) Mejor MVM en visión cerca con significación estadística (*3especialmente en + 0,4 μm)
2,00 D	-	-	-	Mejor siempre MVM que MVT en Cerca. Reduce calidad visión intermedia Mejora levemente AV Lejos con - 0,2 μm (entre 2D – 3,5D) (4)
3,00 – 3,50 D	-	-	-	Mejor siempre MVM que MVT en Cerca. Reduce calidad visión intermedia Mejora levemente AV Lejos con + 0,4 μm (> 3,5D) (4)

(1). Sumación binocular aumenta 19% en lejos, pero no cerca ni intermedia. (2). Con 0,00 D de anisotropía la sumación binocular a 6 cjd/deg es del 40 % (Pardham) y 41 % (Campbell). (3). En MVM la afectación de la sensibilidad al contraste 10 cjd / deg es 2,3 menor que en MVT. (4). En anisotropía > 1,50 D inhibición o ausencia de sumación binocular Pardham (1990) Losdim (1982) Zhalazuyak (2013).

Tabla 2. ÓPTICA ADAPTATIVA APLICADA A LA CIRUGÍA DE PRESBICIA II.

Aberración Esférica	Δ Calidad Visual	Δ DOF	Aberración esférica $Z_{4.0}$	Aberración esférica $Z_{6.0}$	Δ DOF (Profundidad de campo)	
Vandermeer 2015 $Z_{4.0}$	14 % a 48 %	24% a 60%	Bernard 2011 0,3 μm 0,6 μm	-	45% 64%	
Vandermeer 2015 $Z_{4.0}/Z_{6.0}$ (signos opuestos)	31 % a 85 %	58% a 207%	Rocha 2009 0,3 μm 0,6 μm	-	31% 62%	
-	-	-	Vandermeer 2015 0,4 μm	0,3 μm (signo opuesto)	155%	Múltiples estrategias
-	-	-	Bernard 2011 0,3 μm	0,3 μm (signo opuesto)	118%	(1) (2)

(1). Vandermeer 2015. [$+ Z_{4.0} - Z_{6.0} / - Z_{4.0} + Z_{6.0}$] o también [$- Z_{4.0} + Z_{6.0} / + Z_{4.0} - Z_{6.0}$] (más efecto en DOF y mejor AV especialmente intermedia, mayor satisfacción del paciente (teóricamente como uso más recomendado). (2) Vandermeer 2015 La mejor opción NO está absolutamente clara, pero al menos debe tener $Z_{4.0}$ y $Z_{6.0}$ de signo contrario en el ojo no dominante. Y el ojo dominante combinación también de $Z_{4.0}/Z_{6.0}$ u optar por monovisión tradicional.

ojo no dominante o existen grandes diferencias de aberraciones esféricas entre los dos ojos, podemos poner en conflicto el efecto de "sumación binocular" y cambiarlo a "inhibición o supresión". En la "sumación" el resultado de la visión binocular es superior a la mejor en monocular. En la "inhibición" la visión mejor monocular es superior a la binocular.

En estos casos de grandes diferencias entre ambos ojos, se puede afectar también la estereopsis. Pruebas previas con lentes de contacto ayudan a predecir el límite de tolerancia y el resultado final.

5. LIMITES DE BORROSIDAD

Los cambios de aberraciones esféricas pueden producir límites de visión con borrosidad "invalidante" que no permite realizar actividades cotidianas derivadas del cambio de calidad visual provocados por su efecto sobre el aumento de profundidad de campo. La cantidad difiere según diversos

autores Fan Yi 2.59 +-0.52 D 2011)⁵, Atchison 1.77 D (2005)²⁰, Benard et al 1.67 D, (2010).²¹

En cuanto a la borrosidad "tolerable" o falta de claridad en estudios de Yi et al, la cantidad disminuye a 0.79 D / +- 0.15 D (2010)²². Estos valores no son fijos y están condicionados por el efecto favorablemente positivo, de la adaptación neurosensorial en el tiempo.

6. ABERRACIONES ÓPTICAS Y CRISTALINO

Los cambios del cristalino según avanza la edad, conllevan cambios en la relación entre las aberraciones de la cara anterior de la córnea y las aberraciones ópticas totales.

Los comas horizontales de la cara anterior y los totales son similares en pacientes jóvenes y prácticamente se mantiene esta relación en edades medias.

La magnitud de la aberración esférica es mayor en la cornea anterior respecto a la total del ojo en pacientes jóvenes, sin

embargo, con la edad la aberración esférica total del ojo aumenta significativamente, por cambios en la cara posterior de la córnea y especialmente a expensas del cristalino, llegando incluso a superar a la de la córnea anterior²³ (Figura 3).

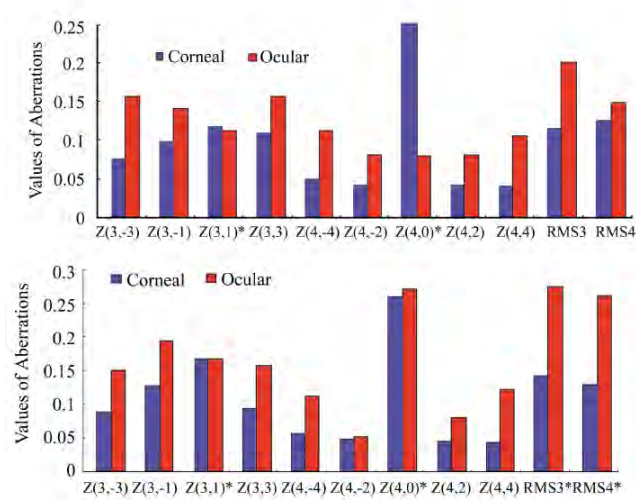


Figura 3. HOAs en jóvenes. No significación estadística entre coma corneal y total. Z3,1 (P>0.05). Si significación estadística entre aberración esférica Z4,0 (P<0.05), entre total y corneal, en jóvenes es significativamente mayor la corneal. HOAs en adultos. No significación estadística entre coma corneal y total Z3,1 (P>0.05). Tampoco hay significación estadística entre aberración esférica Z4,0 (P>0.05) corneal respecto al total. lo que indica que el cambio de aberración esférica en adultos es debido a cambios internos del ojo y no corneales. Fen-Ju-Zhang (2011)

Los cambios de predominancia de coma horizontal a coma vertical con las edades es una de las causas que explica la transformación de astigmatismos con la regla a contra la regla K Rocha encuentra que en las fases iniciales de alteraciones nucleares del cristalino hay un aumento estadísticamente significativo de la aberración esférica hacia valores positivos²⁴ mientras que cuando son afectaciones corticales se afecta predominantemente el coma. Esto es de interés en el tiempo, después del tratamiento de presbicia en córneas, pues el cristalino al empezar a opacificarse en su núcleo va a ir compensando las aberraciones esférica negativa producidas en los tratamientos hipermetrópicos, o aumentándolas si el paciente era miope, con el consiguiente efecto sobre la profundidad de campo y sus consecuencias visuales.

En conclusión, con la edad, las aberraciones esféricas tienden a ser más positivas por cambios del cristalino.

La cirugía láser en alta miopía provoca un incremento de la aberración esférica hacia el positivo, que se puede ver aumentado si empieza a afectarse el núcleo del cristalino.

Los operados de hipermetropía tienen un aumento de aberración esférica hacia el negativo, que con el tiempo puede ser parcialmente compensada por la afectación nuclear del cristalino.

Sin embargo, en miopías bajas, el tratamiento láser produce un más discreto aumento de aberración esférica hacia el positivo que en casos de inicio de escleritis nuclear produce un efecto sumatorio de aberración esférica negativa que provoca una mejora en la visión al cerca por incremento de la profundidad de campo. y mayor duración del efecto del tratamiento, siempre que la afectación nuclear sea leve y no avance con rapidez.

Lo ideal es conseguir la aberración esférica óptima con la máxima calidad visual binocular y prever los cambios aberrométricos del futuro próximo combinando los efectos de cambio de aberración esférica, tanto hacia el positivo como al negativo.

7. ABERRACIONES OPTICAS, FACTOR Q, PUPILA Y ACOMODACION

La acomodación y la dinámica pupilar conllevan un cambio de aberración esférica y por lo tanto un efecto refractivo. Por lo cual son elementos CLAVE en la cirugía corneal de la presbicia.

Los cambios totales de defocus producidos en la acomodación son consecuencia principalmente del incremento de la curvatura anterior del cristalino (responsable del 82 %), y también de la cara posterior (33%).

Mientras que también influyen los cambios de Z₀₄ en la cara anterior que producen un -19 % (en sentido contrario) y de Z₀₆ un 4 %. Los cambios de Z₀₄ y Z₀₆ producidos por la cara posterior del cristalino no son significativos²⁵ (Figura 4).

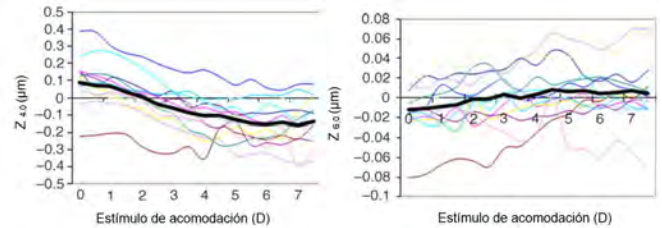


Figura 4. Con el estímulo de acomodación, los cambios en la cara anterior de Z04 producen un (-19 %) del defocus total, mientras los de Z06 producen un (4 %), en sentido contrario. Los cambios de Z04 y Z06 producidos por la cara posterior del cristalino no son significativos²⁵.

Como efecto final, al acomodar se produce un incremento hacia el negativo de la aberración esférica, mientras el resto de aberraciones apenas cambia H. Cheng²⁶.

Los cambios de tilt del cristalino durante la acomodación determinan de forma más individualizada y sin patrón fijo cambios en los comas y astigmatismo.

También algunos autores han observados cambios sutiles en la forma de la córnea con muy pequeños cambios hacia el positivo de las aberraciones corneales He²⁷.

Por la tanto la capacidad de acomodar de un paciente post cirugía de presbicia, va a determinar su pronóstico en función del efecto derivado del cambio aberrométrico y del defocus que pueda producir.

El mantener una mejor acomodación con ejercicios específicos es de interés para conseguir unos buenos resultados en el tiempo. A Amigó²⁸ y López-Gil²⁵ estudian los cambios refractivos y su relación con la aberración esférica (A.E.) en función de la pupila. A. Amigo²⁸ encuentra que al disminuir el tamaño de 6 a 2.5 mm, una media de cambio de 0.6 D / micra A.E., independientemente de los posibles cambios en la profundidad de campo (Figura 5).

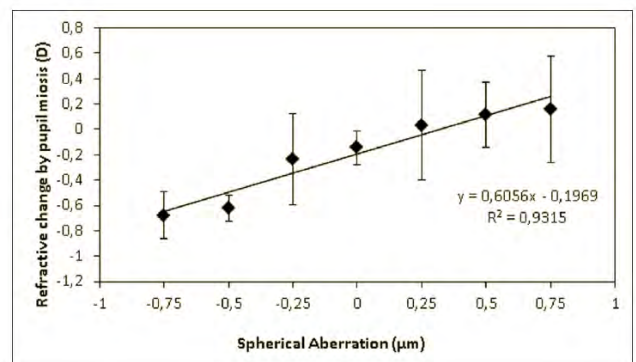


Figura 5. Cambio de refracción en función del cambio de aberración esférica (A.E.) Al disminuir el tamaño de la pupila de 6 a 2.5 mm, se observa una media de cambio de 0.6 D / micra A.E. (Si el cambio es hacia el positivo produce un efecto hipermetrópico y si es hacia el negativo un efecto miópico) Amigo (2017)

Los presbíteros al converger los ojos en la mirada al cerca , la miosis provocada produce un cambio refractivo hacia la miopía cuando la aberración esférica es negativa y hacia la hipermetropía cuando es positiva. Los pacientes presbíteros intervenidos de miopía tienen reducción de su acomodación y altas aberraciones esféricas positivas que producen secundariamente un efecto de hipermetropización, por lo cual necesita hacer un esfuerzo acomodativo mayor para compensar los cambios refractivos provocados por la miosis. Al contrario, los presbíteros hipermétropes, con aberraciones esféricas negativas se ven beneficiados de la miopización que provoca la miosis. Estos cambios a menudo se llaman “pseudoacomodación” pero Amigo ²⁹ aconseja el término “disacomodación” y se produce sólo cuando hay un cambio significativo del diámetro pupilar.

En sentido contrario al dilatarse la pupila, en situaciones de baja luminosidad, en el paciente miope el aumento hacia valores positivos de las aberraciones esféricas produciría una miopización y aparición frecuente de la miopía nocturna. Por lo tanto, hay que controlar el defocus producido por la cantidad de aberraciones esféricas inducidas por el láser en tratamientos de presbicia para disminuir los síntomas de disofopias y falta de calidad visual nocturna, especialmente en miopes²⁸.

Si nos fijamos en la aberración esférica previa a la cirugía, un paciente con AE positiva si es hipermetrope, tras la cirugía de presbicia la AE tiene a negativizarse se verá beneficiado en la convergencia en miosis y disminuir los síntomas de presbicia. Si es miope con AE previa negativa, se puede positivizar tras el tratamiento con menos efecto de la acomodación inducida en miosis y peor resultado.

Cuando hacemos cirugía de presbicia en córnea basándonos en el factor Q, no existe un límite de referencia al estar influenciado por la aberración esférica final que va a determinar un secundario efecto refractivo, y este va a depender muy significativamente del balance de la dinámica pupilar, por lo tanto, es un valor individualizado en cada cirugía²⁹ (Figura 6).

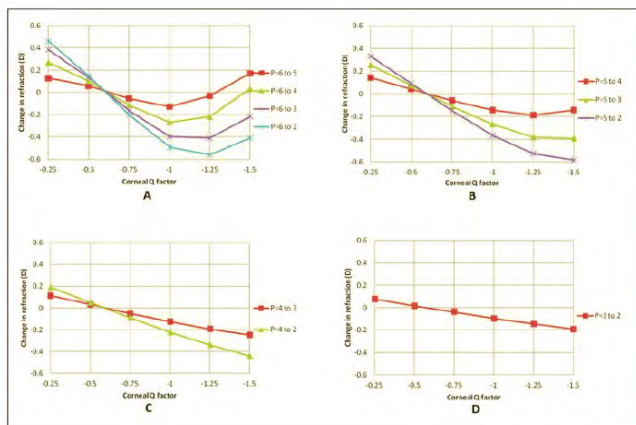


Figura 6. Cambios refractivos, según el valor de factor Q provocado por distintos grados de dinámica pupilar hacia la miosis. Amigo (2012) A: Balance pupilar de 6 mm a 5, 4, 3 y 2 mm / B: de 5 mm de pupila a 4, 3 y 2 mm / C: de 4 mm de pupila a 3 y 2 mm / D: de 3 mm de pupila a 2 mm.

Hay que tener cuidado, porque si sumamos el efecto refractivo del TOTAL de (AE) aberración esférica negativa (o del factor Q), provocado por : (1) el tratamiento en un hipermetrope presbíta, (2) el efecto refractivo de la “disacomodación” de la convergencia en miosis, (3) el cambio hacia el negativo de la AE por la acomodación residual del cristalino y (4) el grado de defocus miópico en el ojo no dominante, podemos tener un nefasto resultado de calidad

visual, por exceso de aberraciones y además con su efecto refractivo correspondiente. En estos casos se recomienda hacer un balance total de todos los “actores implicados” y a veces obviar el defocus miópico, que no es necesario.

8. ABERRACIONES OPTICAS INDUCIDAS POR EL PROPIO TRATAMIENTO

Al tratar una miopía, la aberración esférica aumenta hacia el positivo, y esto tiene un efecto de miopización leve que debe compensar el nomograma del láser. En Hipermetropía el efecto es justamente al contrario al provocar aumento hacia valores negativos de la aberración esférica. A. Amigó²⁸ describe un cambio de 1.6D/micra, Bernard³⁰ de 2.09D/micra y Rocha³¹ 2.6D/micra.

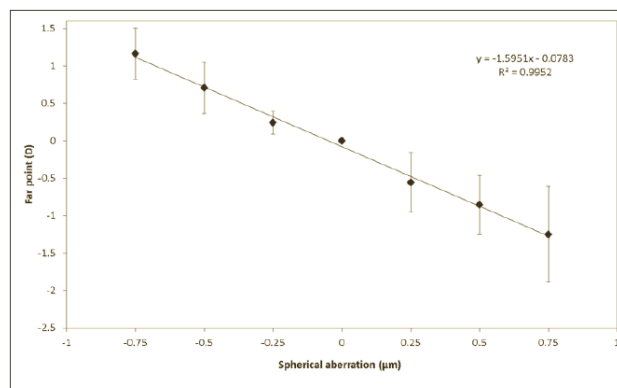


Figura 7. Al tratar una ametropía, la aberración esférica cambia y esto tiene un efecto refractivo leve que debe compensar el nomograma del láser. Amigo (2017)

9. LA IMPORTANCIA DEL CENTRADO CORRECTO DEL TRATAMIENTO REFRACTIVO

El centrado del tratamiento en presbicia es vital, pues estar estos procesos guiados por aberrómetro, son muy poco tolerantes a descentramientos, que provocarían una menor eficacia y fenómenos disofópticos derivados de incremento de aberraciones ópticas, principalmente comáticas.

Okamoto³² Propone centrar en coaxially sighted corneal light reflex en lugar de line of sight centration (centro pupilar).

Indicando un mejor índice de seguridad especialmente cuando la diferencia entre ambos puntos es superior a 0.25 mm y mejor índice de eficacia también, especialmente si la distancia entre ambos es superior a 0.15 mm.

Por otro lado, J Chang³³, propone centrar el tratamiento en un 80 % de la distancia entre el coaxially sighted corneal light reflex y el line of sight centration (centro pupilar), encontrado menos astigmatismos e hipocorrecciones

Esto es de gran interés especialmente en ángulos kappa grandes, como presentan muchos hipermétropes. Los autores deste capítulo.

10. IMPORTANCIA DE LA BINOCULARIDAD Y ESTEREOPSIS

Una correcta estereopsis y una agudeza visual binocular lejos y cerca son claves para el éxito de la cirugía refractiva corneal de la presbicia.

Un elemento básico está en que las diferencias de las aberraciones de alto orden entre ambos ojos no sean tan grandes como para dificultar o impedir el efecto de sumación binocular a la sensibilidad al contraste o impidan una correcta estereopsis medida en máxima disparidad (minuto de arco) José R. Jiménez³⁴ (Figura 8).

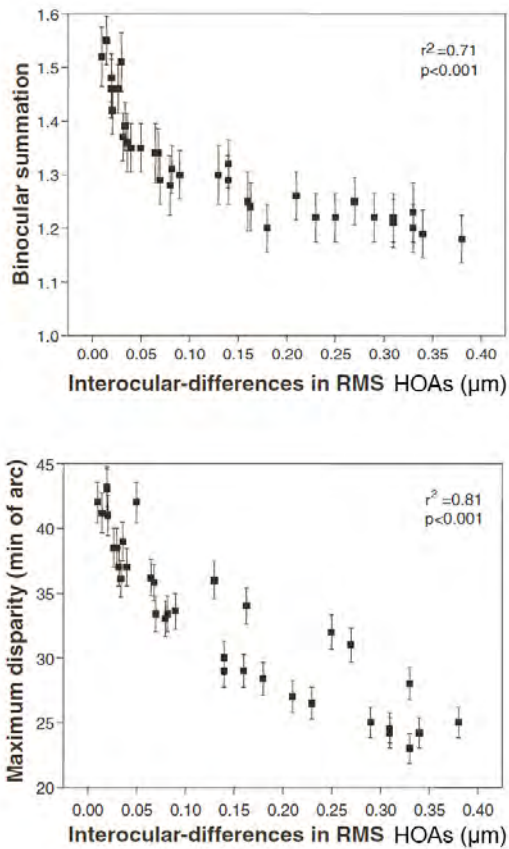


Figura 8. Efecto de la diferencia de aberraciones de alto orden entre ambos ojos, sobre la suma binocular y la estereopsis³⁴.

11. EL REMOLDEAMIENTO EPITELIAL

El efecto del epitelio como remodelador de la superficie alterada intentando mejorar el gradiente de curvatura fue puesto de manifiesto por Reinstein³⁵ y Vinciguerra³⁶ junto a otros autores. Este remodelamiento puede tener efectos secundarios beneficiosos, como efecto “de lente” que ayude al enfoque al cerca, o a mejorar aberraciones comáticas o astigmatismos irregulares de pequeño tamaño debidos al tratamiento. El remodelado epitelial también es una de las causas de regresiones refractivas.

LA ELECCIÓN DEL PACIENTE Y EL NOMOGRAMA, CLAVE DEL ÉXITO

En el ojo no dominante, implementación de aberraciones esféricas (Z_{04}, Z_{06}) junto a defocus residual, que debe ser variable y dependiente de los diversos factores que previamente hemos expuesto: edad, queratometría previa y final, densitometría del cristalino, tipo y cantidad de ametropía, estereopsis del paciente, dinámica pupilar, aberraciones esféricas Z_{04} y Z_{06} iniciales y pronóstico de cambio tras tratamiento, expectativas y necesidades del paciente, entre otros, que nos permitirán realizar un tratamiento individualizado, gracias a la implementación de los nuevos nomogramas y software de las plataformas de láseres, como los tratamientos guiados y optimizados. Como orientación lo indicado en estudios de óptica adaptativa (Tabla 1).

En nuestra experiencia consideramos para el ojo dominante, un tratamiento *wavefront*- guiado-optimizado, con o sin implementación de aberraciones esféricas (Z_{04}, Z_{06}), en función de las características individuales del paciente como se ha comentado. Como orientación lo indicado en estudios de óptica adaptativa (Tabla 1).

Es importante desde nuestra experiencia resaltar la importancia de la superficie ocular, previa a la cirugía, descartando a pacientes con ojo seco y especialmente con alteraciones sintomáticas de las Glándulas de Meibomio.

También destacamos la utilidad de ejercicios para mejorar la estereopsis la acomodación (cartas de Hart), cordones de Brock, tras la cirugía para optimizar resultados.

PLATAFORMAS DE CIRUGÍA DE PRESBICIA CORNEAL SUPRACOR

El algoritmo de corrección ha sido desarrollado por Technolas Perfect Vision GmbH y está disponible para las plataformas Technolas 217P y Technolas Teneo 317. El fundamento de la técnica se basa en la creación de una córnea varifocal con dos zonas bien diferenciadas: una zona central hiperprolata de 3 milímetros de diámetro y 12 micras de elevación, responsable de la visión cercana y una zona periférica de perfil esférico que se extiende hasta los 6 milímetros, responsable de la visión lejana. Entre ambas existe una zona de transición muy suave para la visión intermedia. El algoritmo de ablación de la técnica Supracor ha sido optimizado para minimizar la inducción de aberraciones dentro del área pupilar³⁶ (Figura 9).



Figura 9. Fundamentos del tratamiento para presbicia SUPRACOR

Su mecanismo de acción es pupilo dependiente y se basa en el principio de la pseudoacomodación. En visión cercana la pupila se contrae y la imagen se enfoca en la retina gracias a la aberración esférica negativa proporcionada por la zona central. Por el contrario, en visión lejana la pupila se dilata un poco permitiendo un 300% más de luz por la zona periférica lo que asegura una visión de calidad. Dependiendo de la adición al cerca proporcionada por la zona central disponemos de dos opciones de tratamiento: SUPRACOR Mild (+1 D de adición) y SUPRACOR Regular (+2 D de adición). Para conseguir mejores resultados cercanos se suele asociar el tratamiento a un pequeño grado de defocus en el ojo no dominante (entre 0 y -0.50) obteniéndose mediante esta micromonovisión adiciones de hasta +2.5. Los resultados más relevantes publicados para la técnica Supracor aparecen enumerados en la Tabla 3. Es importante destacar que son referidos a pacientes hipermétropes tratados con Supracor regular. La técnica Supracor ha demostrado obtener buenos resultados en visión cercana. La mayoría de los estudios publicados refieren agudezas visuales cercanas iguales o mayores a 20/25 (J2) en más del 90% de los casos^{37, 38, 39, 40}. Los resultados en visión lejana son modestos cuando se planifican ambos ojos con un defocus final miópico^{37, 38}. Han experimentado una notable mejoría con la introducción de nomogramas asimétricos con micromonovisión en el ojo no dominante^{39, 40, 42}. En términos de seguridad se han reportado en las distintas series publicadas pérdidas de dos o más líneas de visión lejana corregida entre el 4 y el 10 % de los tratamientos^{37, 38, 39, 40}. Como causa de las mismas se han postulado diversos factores, entre ellos la disminución de sensibilidad al contraste, la mayor incidencia de ojo seco, dificultad en la neuroadaptación a la multifinalidad corneal, excesiva miosis pupilar en condiciones fotópicas e incremento de aberraciones ópticas tras el procedimiento por un impreciso centrado del tratamiento en el eje visual. La tasa de retratamientos es muy variable en las distintas series publicadas (entre el 5.7 % y el 22%)^{37, 39, 40}.

Tabla 3. Resultados de Supracor en diferentes series a los 6 meses.

Publicación	N	UDBVA	UNBVA	Seguridad	Retratamiento
Ryan (2013) (2)	46	≥ 20/20 48% ≥ 20/32 91%	N5 73.9 % N8 91.3 %	6.05%	22 %
Cosar (2014) (3)	123	≥ 20/20 22% ≥ 20/25 36.6%	≥ 20/20 77.2% ≥ 20/25 89.4%	10.6%	No disponible
Saib (2015) (4)	74	≥ 20/20 78% ≥ 20/25 93%	≥ 20/20 86% ≥ 20/25 93.1%	4.05%	13.51 %
Ang (2016) (5)	69	≥ 20/20 63% ≥ 20/25 85%	J1 73% J2 93%	7%	5.7%

N: número de ojos de la serie; UDBVA: visión lejana binocular no corregida; UNBVA: visión cercana binocular no corregida; Seguridad: Pérdida igual o mayor de 2 líneas

PresbyMAX

Su algoritmo de corrección de la presbicia ha sido desarrollado por Schwind Eye-Tech-Solutions GmbH y está disponible para las diferentes plataformas Amaris. Su mecanismo de acción se basa en la creación de una superficie corneal biáptica multifocal en la que la zona central corrige la visión cercana y la región periférica la visión lejana. El perfil de ablación se encuentra altamente optimizado y contempla la adición de una cantidad precalculada de aberraciones de alto orden, así como un defocus miópico residual definido para mejorar la capacidad de lectura.

Existen tres perfiles disponibles para el procedimiento PresbyMAX Figura 10:

- PresbyMAX Simétrico. Trata ambos ojos de igual manera ajustando un defocus de -0,4 D de miopía con 1,5 D de multifocalidad corneal para ambos ojos. Su profundidad de foco abarca desde 2,5 m a 52 cm.

- PresbyMAX μ-monovisión. Este tratamiento aplica una ablación diferente a cada ojo, enfocando el ojo dominante hacia la visión lejana (defocus -0.12 D) y el ojo no dominante hacia visión cercana (defocus -0.88 D). En ambos ojos el grado de multifocalidad es el mismo 1.5 D.

- PresbyMAX híbrido. Este perfil introducido en el año 2013 combina la micromonovisión en el ojo no dominante (defocus de -0.88 D) con una multifocalidad diferente para cada ojo. En el ojo dominante la multifocalidad será reducida (0.8 D) y en el ojo no dominante será completa (1.5 D). De este modo el ojo para visión lejana abarca desde más de 6 m a 1,1 m y el ojo de visión cercana lo hace desde 1,3 m a 44 cm. Los resultados más relevantes publicados para la técnica PresbyMAX en miopes e hipermetropes presbíbitas aparecen enumerados en la Tabla 4. En todas ellas se plantea PresbyMAX bilateral, con la única excepción de la serie de Chan⁴² en la cual tan solo se trata con PresbyMAX el ojo no dominante. La mayoría de los estudios publicados refieren muy buenas agudezas visuales cercanas iguales o mayores a 20/25 (J2) en más del 90% de los casos^{43,44,45,46}. Existe una marcada diferencia en los resultados de visión lejana entre los estudios previos y posteriores a la introducción de PresbyMAX híbrido. La reducción del grado de multifocalidad y de defocus miópico en el ojo dominante ha permitido que series como la de Luger⁴⁶ de 2005 alcancen UDBVA mayores o iguales de 20/20 en el 93% de los casos. En términos de seguridad se han reportado en las distintas

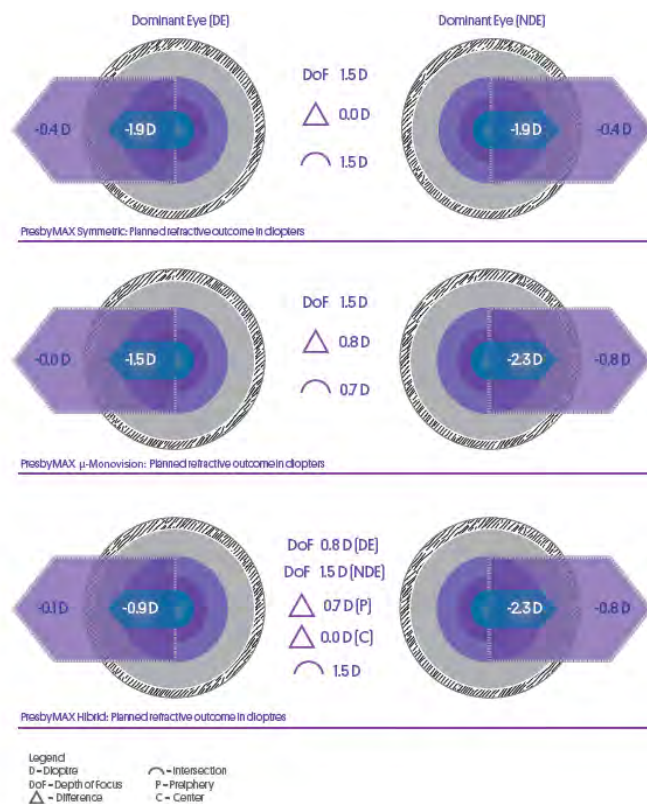


Figura 10. Fundamentos del tratamiento para presbicia PRESBYMAX

series publicadas pérdidas de dos o más líneas de visión lejana corregida entre el 3 y el 10 % de los tratamientos^{43, 44, 45, 47}. La serie publicada por Chan destaca por no presentar ningún caso de pérdida de dos o más líneas en visión lejana. Estos resultados se explicarían por la ausencia de multifocalidad en el ojo dominante responsable de la visión lejana⁴². Las tasas de retratamientos oscilan entre el 14% y el 19% en las diferentes series^{42, 45, 46}. Existe un algoritmo de ablación específico (PresbyMAX Reversal) para revertir completamente la multifocalidad de una cornea tratada con PresbyMAX⁴⁷.

PRESBYOND

El algoritmo de corrección que está basado en un perfil de

Tabla 4. Resultados de PresbyMAX en diferentes series.

Publicación	N (t)	UDBVA	UNBVA	Seguridad	Retratamiento
Iribarne (2012) (8)	50 (6 meses)	≥ 20/20 41% ≥ 20/25 80%	≥ 20/25 91%	5%	-
Luger (2013) (9)	66 (1 año)	≥ 20/20 48% ≥ 20/25 70%	≥ 20/25 94%	3%	-
Baudu (2013) (10)	716 (6 meses)	≥ 20/20 44% ≥ 20/25 76%	≥ 20/25 91%	-1.0 ± 0.7 líneas perdidas	19%
Luger (2015) (12)	64 (1 año)	≥ 20/20 93%	≥ 20/25 90%	7%	19%
Chan (2017) (7)	36 (1 año)	≥ 20/20 73% ≥ 20/25 87%	≥ 20/25 83%	0	14%

N (t): número de ojos de la serie (periodo de seguimiento); UDBVA: visión lejana binocular no corregida; UNBVA: visión cercana binocular no corregida; Seguridad: Pérdida igual o mayor de 2 líneas.

Tabla 5. Resultados de Presbyond en diferentes series a 1 año.

Publicación	N	UDBVA	UNBVA	Seguridad	Retratamiento
Reinstein Hipermetropes con Astigmatismo (2009) (14)	258	≥ 20/20 86%	≥ 20/25 81%	Ningún caso perdió ≥2 líneas	22%
Reinstein Miopes con Astigmatismo (2011) (15)	310	≥ 20/20 99%	≥ 20/25 96%	Ningún caso perdió ≥2 líneas	19%
Reinstein Emetropes (2012) (16)	296	≥ 20/20 95%	≥ 20/25 96%	Ningún caso perdió ≥2 líneas	11.8%
Falcon (2015) (18)	337	≥ 20/20 92%	≥ 20/20 87%	0.3 %	13.8%

N: número de ojos de la serie; UDBVA: visión lejana binocular no corregida; UNBVA: visión cercana binocular no corregida; Seguridad: Pérdida igual o mayor de 2 líneas.

ablación no lineal esférico ha sido desarrollado por Carl Zeiss Meditec y está disponible para las plataformas Mel 80 y Mel 90. Presbyond se fundamenta en la creación de una leve monovisión (micromonovisión) asociada a un incremento de la profundidad de foco mediante una modificación de la aberración esférica dentro de unos límites que sean tolerables para mantener una adecuada visión nocturna y una buena sensibilidad al contraste. Otro componente importante que diferencia a Presbyond está relacionado con el perfil de grosor epitelial, que se aprovecha del hecho de que el epitelio se remodela para compensar los cambios en la curvatura de la superficie estromal. El objetivo inicial del tratamiento es convertir aberración esférica corneal positiva (más plano en el centro) en negativa (más pronunciado en el centro). El nomograma está calculado para que el remodelado epitelial

sea capaz de enmascarar completamente esta isla estromal central, de manera que la topografía en superficie frontal parezca normal. El resultado es un perfil de grosor epitelial superpuesto al estroma que parece y actúa de manera similar a un conjunto de lentes multifocales debido a la diferencia entre el índice de refracción entre el epitelio y el estroma (1,401 frente a 1,377). También actúan dos fenómenos cerebrales muy importantes el aumento del contraste de la imagen retiniana ligeramente desenfocada (por la existencia de aberración esférica) y la neuroadaptación binocular con una supresión del desenfoque procedente del ojo no dominante en la visión lejana. El ojo dominante se planifica para emetropía y el ojo no dominante para un defocus miópico de aproximadamente -1,5 D. Los rangos de profundidad de foco diferentes para cada ojo permiten crear

una zona de visión intermedia combinada binocular (blended vision zone) (Figura 11).

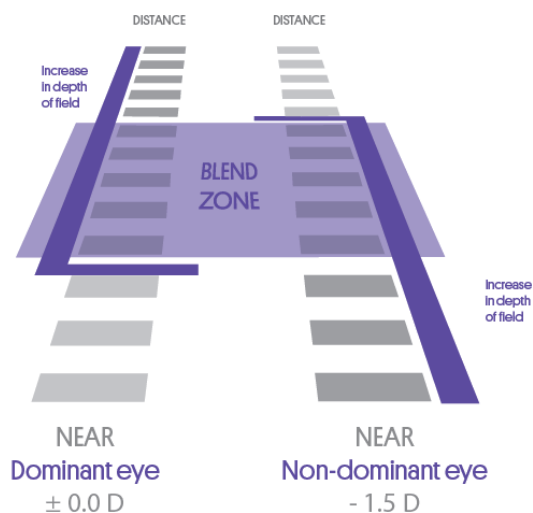


Figura 11. Fundamentos del tratamiento para presbicia PRESBYOND

Los resultados de la técnica han sido publicados por Reinstein en tres publicaciones diferentes para pacientes miopes, hipermetropes y emétopes. Aparecen resumidos en la Tabla 5. Presbyond obtiene buenas agudezas visuales tanto cercanas como lejanas en los tres grupos refractivos. La seguridad del procedimiento queda puesta de manifiesto desde el momento en que ninguna de los tres grupos refractivos perdió dos o más líneas de visión lejana corregida. Asimismo, la sensibilidad al contraste mesópica no se redujo en ninguna de las frecuencias 3,6,12,18 cpd para ninguno de los tres grupos^{48,49,50}. Las frecuencias de retratamiento oscilaron desde el 12 % en el caso de los emétopes hasta el 22% de los hipermetropes. Hay que matizar que, si solamente se hubieran retratado aquellos ojos con UDVA de 20/32 o mejores, la tasa de retratamiento hubiese descendido al 5 %^{48,49,50,51}.

REFERENCIAS

- Pallikaris IG, Panagopoulou SI. PresbyLASIK approach for the correction of presbyopia. *Curr Opin Ophthalmol* 2015; 26(4): 265-72.
- Koretz JF. Presbyopia. In: *Ocular Disease*. Elsevier; 2010: 258-66.
- Weale R. Presbyopia toward the end of the 20th century. *Surv Ophthalmol*. 1989; 34(1): 15-30.
- Rocha KM, Vabre L, Chateau N, Krueger RR. Expanding depth of focus by modifying higher-order aberrations induced by an adaptive optics visual simulator. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 1885-92.
- Yi F, Iskander DR, Collins M. Depth of focus and visual acuity with primary and secondary spherical aberration. *Vision Res* 2011; 51: 1648-58.
- Collins MJ, Franklin R, Davis BA. Optical considerations in the contact lens correction of infant aphakia. *Optom and Vis Sci* 2002; 79: 234-40.
- Plakitsi A, Charman, WN. Comparison of the depth of focus with the naked eye and with three types of presbyopic contact lens correction. *Journal of the British Contact Lens Association* 1995; 18: 119-25.
- de Castro LE, Sandoval HP, Bartholomew LR, Vroman DT, Solomon KD. High-order aberrations and preoperative associated factors. *Acta Ophthalmol Scand* 2007; 85(1): 106-10.
- Oshika T, Klyce SD, Applegate RA & Howland HC. Changes in corneal wavefront aberrations with ageing. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1999; 40 (7): 1351-5.
- Campbell FW, Gubisch RW. Optical quality of the human eye. *J Physiol* 1966; 186: 558-78.
- Simonet P, Hamam H, Brunette I, Campbell M. Influence of ametropia on the optical quality of the human eye. [ARVO abstract 2361.] *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1999; 40 (Suppl): 448.
- Marcos S, Moreno-Barriuso E, Llorente L, Navarro R, Barbaro S.: Do myopic eyes suffer from large amounts of aberrations? *Proceedings of the VIII International Congress on Myopia* 2000; 8: 118-21.
- Wu HK. Astigmatism and LASIK. *Curr Opin Ophthalmol* 2002; 13: 250-25.
- Atchison DA, Guo H, Charman WN, Fisher SW. Blur limits for defocus, astigmatism and trefoil. *Vision Res* 2009; 49: 2393-403.
- Atchison DA, Guo H. Subjective Blur Limits for Higher Order Aberrations. *Optom Vis Sci* 2010; 87 (11): E890-8
- Tutt R, Bradley A, Begley C, Thibos LN: Optical and visual impact of tear break-up in human eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2000; 41 (13): 4117-23
- Koh S, Maeda N, Kuroda T, Hori Y, Watanabe H, Fujikado T, Tano Y, Hirohara Y, Mihashi T. Effect of tear film break-up on high-order aberrations measured with wavefront sensor. *Am J Ophthalmol* 2002; 134 (1): 115-7.
- Zheleznyak L1, Sabesan R, Oh JS, MacRae S, Yoon G. Modified monovision with spherical Aberration to Improve presbyopic through-focus visual performance. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2013; 54 (5): 3157-65.
- Vandermeer G, Rio D, Gicquel JJ, Pisella PJ, Legras R. Subjective through-focus quality of vision with various versions of modified monovision. *British J Ophthalmol* 2015; 99 (7): 997-1003.
- Atchison DA, Fisher SW, Pedersen CA, Ridall PG. Noticeable, troublesome and objectionable limits of blur. *Vision Res* 2005; 45(15): 1967-74.
- Benard Y, Lopez-Gil N, Legras R. Subjective depth of field in presence of 4th-order and 6th-order Zernike spherical aberration using adaptive optics technology. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(12): 2129-38.
- Yi F, Iskander DR, Collins, MJ. Estimation of the depth of focus from wavefront measurements. *J Vis* 2010; 10(4): 3. 1-9.
- Zhang FJ, Zhou Z, Yu FL, Lu ZL, Li T, Wang MM. Comparison of age-related changes between corneal and ocular aberration in young and mid-age myopic patients. *Int J Ophthalmol* 2011; 4(3): 286-92.
- Rocha KM, Nosé W, Bottós K, Bottós J, Morimoto L, Soriano E. Higher-order aberrations of age-related cataract. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33(8): 1442-6.
- López-Gil N, Fernández-Sánchez V. The change of spherical aberration during accommodation and its effect on the accommodation response. *J Vis* 2010; 10 (13): 12.
- Cheng H, Barnett JK, Vilupuru AS, Marsack JD, Kasthurirangan S, Applegate RA, Roorda A. A population study on changes in wave aberrations with accommodation. *J Vis* 2004; 4(4): 272-80.
- He JC, Gwiazda J, Thorn F, Held R, Huang W. Change in corneal shape and corneal wave- front aberrations with accommodation. *J Vis* 2003; 3(7), 456-63.
- Amigó A, Martínez-Sorribes P, Recuerda M. Refractive Changes Induced by Spherical Aberration in Laser Correction Procedures: An Adaptive Optics Study. *J Refract Surg* 2017; 33(7):470-74.
- Amigo A, Bonaque S, López-Gil N, Thibos L. Simulated Effect of Corneal Asphericity Increase (Q-factor) as a Refractive Therapy for Presbyopia. *J Refract Surg*. 2012; 28(6): 413-8.
- Benard Y, Lopez-Gil N, Legras R. Subjective depth of field in presence of 4th-order and 6th-order Zernike spherical aberration using adaptive optics technology. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36: 2129-38.
- Rocha KM, Vabre L, Chateau N, Krueger RR. Expanding depth of focus by modifying higher-order aberrations induced by an adaptive optics visual simulator. *J Cataract Refract Surg*. 2009; 35: 1885-92.
- Okamoto S, Kimura K, Funakura M, Ikeda N, Hiramatsu H, Bains HS. Comparison of wavefront-guided aspheric laser in situ keratomileusis for myopia: Coaxially sighted corneal-light-reflex versus line-of-sight centration *J Cataract Refract Surg* 2011; 37 (11): 1951-60.

33. Chang JS, Law AK, Ng JC, Chan VK.. Comparison of refractive and visual outcomes with centration points 80% and 100% from pupil center toward the coaxially sighted corneal light reflex. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(3): 412-9.
34. Jiménez JR, Castro JJ, Jiménez R, Hita E. Interocular differences in higher-order aberrations on binocular visual performance. *Optom Vis Sci* 2008; 85(3): 174-9.
35. Reinstein DZ, Archer TJ, Gobbe M. Change in epithelial thickness profile 24 hours and longitudinally for 1 year after myopic LASIK: three-dimensional display with Artemis very high- frequency digital ultrasound. *J Refract Surg* 2012; 28(3): 195-201.
36. Vinciguerra P, Roberts CJ, Albé E, Romano MR, Mahmoud A, Trazza S, Vinciguerra R. Corneal curvature gradient map: a new corneal topography map to predict corneal healing process. *J Refract Surg* 2014; 30(3): 202-7.
37. Pajic B, Pajic-Eggspuehler B, Mueller J, Cvejic Z, Studer H. A Novel Laser Refractive Surgical Treatment for Presbyopia: Optics-Based Customization for Improved Clinical Outcome. *Sensors (Basel)* 2017; 17(6): E1367
38. Ryan A, O'Keefe M. Corneal approach to hyperopic presbyopia treatment: six-month outcomes of a new multifocal excimer laser in situ keratomileusis procedure. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(8): 1226-33
39. Cosar CB, Sener AB. Supracor hyperopia and presbyopia correction: 6-month results. *Eur J Ophthalmol* 2014; 24(3): 325-9
40. Saib N, Abrieu-Lacaille M, Berguiga M, Rambaud C, Froussart-Maille F, Rigal-Sastourne JC. Central PresbyLASIK for Hyperopia and Presbyopia Using Micro-monovision With the Technolas 217P Platform and SUPRACOR Algorithm. *J Refract Surg* 2015; 31(8): 540-6.
41. Ang RE, Cruz EM, Pisig AU, Solis ML, Reyes RM, Youssefi G. Safety and effectiveness of the SUPRACOR presbyopic LASIK algorithm on hyperopic patients. *Eye Vis* 2016; 3: 33.
42. Tomás JRS, Páez, GF, Burillo S. Asymmetrical Supracor for hyperopic presbyopes: short term results. *Journal of Emmetropia: Journal of Cataract, Refractive and Corneal Surgery* 2013; 4(2): 79-85.
43. Chan TC, Kwok PS, Jhanji V, Woo VC, Ng AL. Presbyopic Correction Using Monocular Bi-aspheric Ablation Profile (PresbyMAX) in Hyperopic Eyes: 1-Year Outcomes. *J Refract Surg* 2017; 33(1): 37-43.
44. Iribarne Y, Juárez E, Orbegozo J, Saiz A, Mosquera SA. Bi-aspheric ablation profile for presbyopic hyperopic corneal treatments using AMARIS with PresbyMAX module: Multicentric Study in Spain, *J Emmetropia* 2012; 3: 5-16.
45. Luger MH, Ewering T, Arba-Mosquera S. One-Year Experience in Presbyopia Correction with Biaspheric Multifocal Central Presbyopia Laser in Situ Keratomileusis. *Cornea* 2013; 32(5): 644-52.
46. Baudu P, Penin F, Arba Mosquera S. Uncorrected Binocular Performance after Biaspheric Ablation Profile for Presbyopic Corneal Treatment Using AMARIS with the PresbyMAX Module. *Am J Ophthalmol* 2013; 155(4): 636-47.
47. Luger MH, McAlinden C, Buckhurst PJ, Wolffsohn JS, Verma S, Arba Mosquera S. Presbyopic LASIK using hybrid bi-Aspheric micro-monovision ablation profile for presbyopic corneal treatments. *Am J Ophthalmol* 2015; 160(3): 493-505.
48. Luger MH, Ewering T, Arba-Mosquera S. Nonwavefront-guided Presby reversal treatment targeting a monofocal cornea after bi-aspheric ablation profile in a patient intolerant to multifocality. *J Refract Surg* 2014; 30(3): 214-6.
49. Reinstein DZ, Couch DG, Archer TJ. LASIK for Hyperopic Astigmatism and Presbyopia Using Micro-monovision With the Carl Zeiss Meditec MEL80 Platform. *J Refract Surg* 2009; 25(1): 37-58.
50. Reinstein DZ, Archer TJ, Gobbe M. LASIK for Myopic Astigmatism and Presbyopia Using Non-Linear Aspheric Micro-Monovision With the Carl Zeiss Meditec MEL 80 Platform. *J Refract Surg* 2011; 27(1): 23-37
51. Reinstein DZ, Carp GI, Archer TJ, Gobbe M. LASIK for Presbyopia Correction in Emmetropic Patients Using Aspheric Ablation Profiles and a Micro-monovision Protocol with the Carl Zeiss Meditec MEL 80 and VisuMax. *J Refract Surg* 2012; 28(8): 531-41.

Inlay Kamra - a minha experiência

António Marinho
Hospital da Luz Arrábida, Portugal

INTRODUÇÃO

Uma das possibilidades de correção cirúrgica da presbiopia são os implantes intracorneanos (*corneal inlays*). Estes dispositivos são implantados na espessura da córnea no olho não dominante e através de diferentes mecanismos de acção melhoram a acuidade visual de perto, com apenas uma ligeira diminuição da acuidade visual de longe do olho implantado. Existem actualmente três tipos de implante com diferentes mecanismos de acção¹:

- KAMRA (Acufocus) que aumenta a profundidade de foco;
- FLEXIVUE (Presbia) que é uma lente positiva com um pequeno orifício central;
- RAINDROP (Revision Optics) que aumenta a curvatura anterior da córnea.

Neste capítulo será apresentado o *Inlay Kamra*.

INLAY KAMRA

Características do *Inlay Kamra*

O *Inlay Kamra* é um disco de *polivinilidene fluoride* de 3.8 mm de diâmetro com um orifício central de 1.6 mm (Figura 1). A sua espessura é de apenas 5 micra e a cor é negra. Apresenta uma face brilhante e outra mate. Tem 8400 pequenos buracos aleatoriamente distribuídos para facilitar o metabolismo corneano.

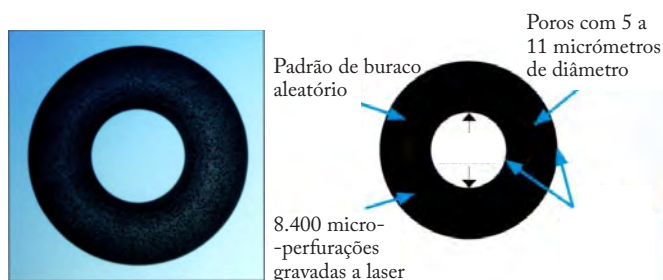


Figura 1 - O "inlay" Kamra

Mecanismo de acção

O *Inlay Kamra* provoca um aumento da profundidade de foco, possibilitando uma melhoria da acuidade visual de perto, afectando minimamente a acuidade visual de longe.

SELECÇÃO DE PACIENTES

São candidatas a cirurgia com implante *Kamra*, pacientes presbíopes com refração entre -5.00 e +3.00.

Estudo pré-operatório

Deve ser efectuado um estudo oftalmológico completo. Serão critérios de exclusão qualquer patologia corneana, bem como presença de cataratas, glaucoma ou patologia retiniana. Deverá ser efectuada topografia de córnea para excluir

qualquer patologia ectática e a espessura corneana central terá que ser nunca inferior a 500 micra. Especial atenção deverá ser dada ao estudo da superfície ocular. Como é sabido, neste grupo etário o olho seco tem prevalência elevada, devendo ser tomadas todas as medidas adequadas para minorar este problema antes da cirurgia.

Como já foi referido o *Inlay Kamra* é implantado no olho não dominante, logo é fundamental definir antes da cirurgia qual o olho dominante. Para tal existem 2 testes:

- Teste motor: Neste teste pede-se ao paciente que fixe um objecto com os dois olhos abertos através dum orifício. Depois tapa-se alternadamente cada olho. Se a imagem continuar dentro do orifício o paciente está a usar o olho dominante, caso contrário estará a usar o não dominante.
- Teste sensorial: Neste teste coloca-se na armação de prova a refração do paciente para longe. Depois adiciona-se uma esfera de +1.50 alternadamente num olho e noutro. O olho em que esta adição causar mais incómodo é o olho dominante.

Por vezes os dois testes são coincidentes o que traduz uma forte dominância de um dos olhos. Se os testes não forem coincidentes valoriza-se mais o teste sensorial.

Como se verá adiante, na técnica cirúrgica, o *Inlay Kamra* deve ser centrado com o eixo visual. Deve-se pois no estudo pré-operatório determinar o eixo visual e a sua relação com o centro da pupila. Para tal, utiliza-se o ACUTARGET (SMI) que dá a posição relativa do centro da pupila e da primeira imagem de Purkinje. Se a diferença entre as duas imagens for inferior a 300 micra, poder-se-á centrar o *Inlay Kamra* com o centro da pupila, caso contrário dever-se-á centrar o implante num ponto intermédio entre as duas imagens.

TÉCNICA CIRÚRGICA

O *Inlay Kamra* é implantado na córnea do olho não dominante a uma profundidade nunca inferior a 200 micra. Existem três técnicas cirúrgicas possíveis, necessitando todas elas de um Laser de Femtosegundo.

Pocket Emmetropic Kamra (PEK)

Como o nome indica esta técnica não apresenta qualquer correção de ametropia pelo que só pode ser utilizada em pacientes émetropes ou com miopia ligeira (<-0.75). Nesta técnica cria-se com o Laser de Femtosegundo, um *pocket* a 200 micra de profundidade, habitualmente com abertura temporal. Após dissecação do *pocket*, introduz-se o *Inlay Kamra* com a face mate voltada para cima e centra-se com a marcação prévia feita na córnea² (Figura 2).

Concomitant Lasik Kamra (CLK) ou SIM-Lasik

Esta técnica é utilizada quando para além da presbiopia existe ametropia que é necessário corrigir. Os limites da correção poderão ser os habitualmente utilizados no Lasik, mas nestes casos devido à maior espessura do *flap* (200 micra) restringe-se

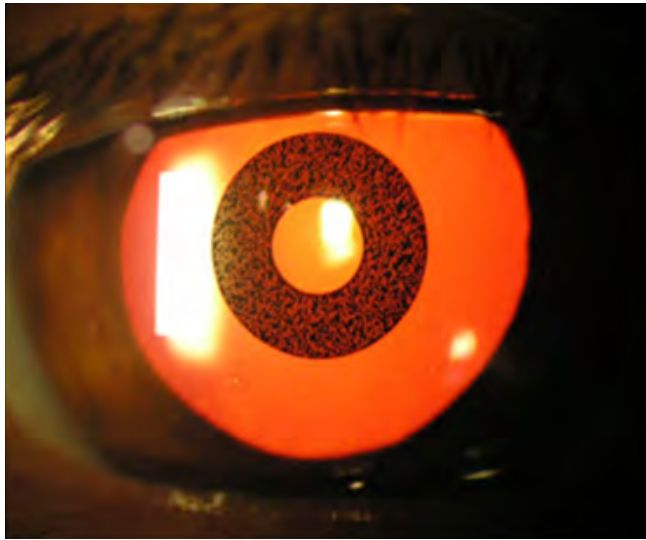


Figura 2 - O "inlay" Kamra implantado na córnea

a correção entre -5.00 e +3.00. Após marcação do eixo visual, efectuamos um *flap* de espessura de 200 micra com o Laser de femtosegundo. Efectua-se a ablação desejada com o *laser excimer* e termina-se a cirurgia colocando o *Inlay Kamra* sob o *flap* (face mate para cima) centrado com a marcação prévia. De notar que o "target" da ablação não deverá ser a emetropia, mas sim -0.75.

Post Lasik Kamra (PLK)

Esta técnica foi inicialmente desenvolvida para pacientes que tinham sido submetidos previamente a Lasik³. Efectua-se um *pocket* a 200 micras de profundidade exactamente como no PEK e implanta-se o Kamra.

Como se verificaram melhores resultados na rapidez de recuperação e incidência de olho seco no PEK em relação ao CLK, foi sugerida a utilização da técnica de PLK a pacientes presbíopes portadores de ametropia. Assim nestes casos cria-se um *flap* de 90 a 110 micra com o laser de femtosegundo (*flap* clássico de Lasik), efectua-se a ablação com o laser excimer (*target*- 0.75) e posteriormente cria-se um *pocket* a uma profundidade nunca inferior a 100 micra abaixo do plano da ablação. O *flap* e o *pocket* poderão ser efectuados no mesmo tempo cirúrgico, ou de preferência em 2 tempos (intervalo entre 8 e 30 dias).

REGIME PÓS-OPERATÓRIO

O regime pós-operatório após implante do *Inlay Kamra* é o seguinte:

- Colírio antibiótico (4x/dia) durante 8 dias;
- Colírio corticóide (fluorometalona) 4x/dia durante 8 dias, 3x/dia durante o 1º mês, 2x/dia durante o 2º mês e 1x/dia durante o 3º mês;
- Colírio de lágrimas artificiais pelo menos 3x/dia e durante 3 meses. Alguns pacientes necessitam de lágrimas artificiais para toda a vida.

Este é o regime pós-operatório típico. Poderá ser alterado no caso de complicações (ver secção respectiva)

RESULTADOS

Os resultados serão analisados em três aspectos:

- Acuidade visual binocular de longe: Como o *Inlay Kamra* é apenas implantado no olho não dominante a acuidade binocular de longe é tipicamente de 10/10 não sendo afectada pela cirurgia;
- Acuidade visual de longe do olho implantado: Na maior

parte dos casos acuidade visual sem correção do olho implantado varia entre 7/10 e 10/10 no dia seguinte à cirurgia. Aos 3 meses a maior parte dos olhos implantados atinge os 10/10 (Figura 3) como se pode ver pela análise dos primeiros 50 casos.

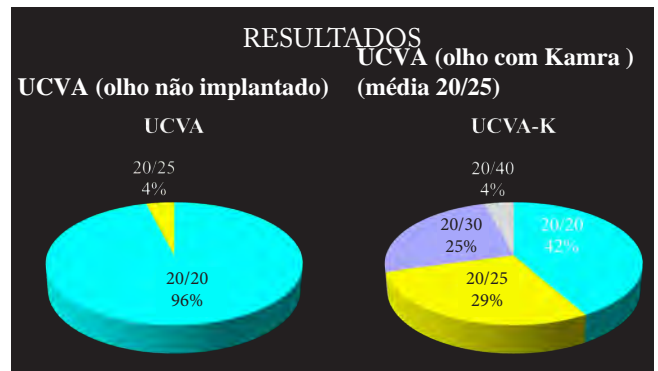


Figura 3 - Resultados (acuidade visual de longe)

- Acuidade visual de perto binocular sem correção: Após implante do *Inlay Kamra* 92% dos pacientes consegue acuidades visuais de perto de J2 ou melhor (Figura 4). Tipicamente estes pacientes lêem confortavelmente J2 atingindo com dificuldade J1.5 ou mesmo J1^{4,5}.



Figura 4 - Resultados (acuidade visual de perto)

COMPLICAÇÕES

Complicações intra-operatórias

As complicações intra-operatórias relacionadas com a criação dos *flaps* e/ou *pockets* são raras e dependem da boa calibração e manuseamento do laser de femtosegundo. Como não têm relação com o implante Kamra não serão aqui discutidas. Deve-se no entanto acrescentar que em caso de complicações intra-operatórias deve-se abortar a cirurgia, não implantando o *Inlay Kamra*.

Complicações pós-operatórias

As principais complicações pós-operatórias são as seguintes:

- Olho seco: O síndrome de olho seco é a complicação mais frequente. Na realidade em muitos casos não se trata duma complicação, mas do exacerbar duma situação pré-existente. No grupo etário da presbiopia e acentuadamente no sexo feminino (maior número de candidatos ao implante Kamra), o olho seco tem elevada prevalência. A sintomatologia é agravada com a cirurgia corneana nomeadamente com criação de *flaps* (sobretudo profundos).

Deve-se pois combater o olho seco com o uso liberal de lágrimas artificiais e tentar diminuir a agressão cirúrgica da superfície ocular preferindo PEK e PLK em detrimento de CLK.

- b) *Myopic Shift* - Por vezes alguns meses após a cirurgia os pacientes referem baixa de acuidade visual ao longe. Verifica-se a existência de um desvio refractivo miópico. A causa desta perturbação é mais uma vez o olho seco. O tratamento efectua-se instituindo terapêutica mais agressiva com lágrimas artificiais.
- c) *Hyperopic shift*: Nesta situação verifica-se uma baixa de acuidade visual para perto. Em casos mais graves pode observar-se um *haze* estromal em redor do implante. O tratamento consiste em corticoterapia tópica durante pelo menos 1 mês. Na maior parte dos casos o problema é assim resolvido. No entanto se o “haze” persistir ou houver recidiva, aconselha-se a explantação.

SATISFAÇÃO

Satisfação de pacientes

A taxa de satisfação de pacientes é razoável, com 1/3 dos pacientes (33%) muito satisfeitos e 1/3 moderadamente satisfeitos. Este último grupo de pacientes vai-se tornando mais insatisfeito com o tempo. Os restantes 20% não ficaram satisfeitos apesar da cirurgia sem complicações (Figura 5).

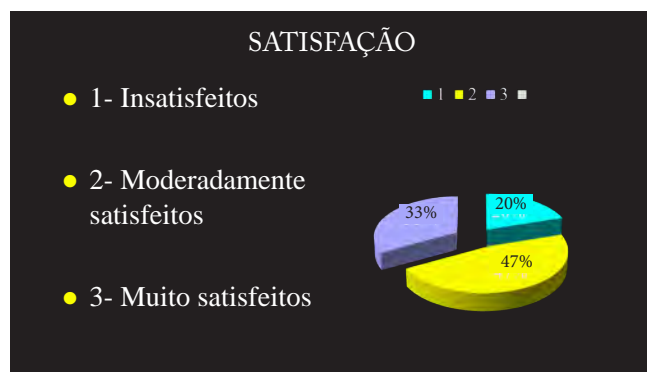


Figura 5 - Satisfação dos pacientes

Causas de insatisfação

- a) Descentramento do *inlay*: Nos casos em que há o descentramento do *inlay* surge dificuldade de visão ao longe e ao perto e por vezes sensação de “diplopia” monocular. Deve-se efectuar teste com Acutarget e no caso de se confirmar um descentramento, proceder ao recentramento do *inlay*⁶.
- b) Incapacidade de leitura rápida. Alguns pacientes, embora conseguindo boas acuidades visuais de perto, consideram difícil a leitura com a velocidade normal. Nestes casos aconselha-se boa lubrificação da superfície ocular e treino de leitura⁷.
- c) Não adaptação a monovisão. Embora o *Inlay Kamra* pouco prejudique a acuidade visual de longe do olho implantado, há um componente importante de monovisão. Alguns pacientes não a suportam
- d) Fenómenos fóticos: Alguns pacientes, embora com boas acuidades visuais de longe e perto, queixam-se de halos e *glare* nomeadamente na condução nocturna.

Perante um caso de insatisfação, deve-se investigar a causa e se possível resolvê-la. Deve-se aconselhar o paciente a esperar 3 meses pois alguns sintomas desagradáveis tendem a melhorar com o tempo. Se tal não se verificar deve proceder-se á explantação.

EXPLANTAÇÃO

A explantação do *Inlay Kamra* deve ser efectuada nas seguintes situações:

- a) Na presença de reacção estromal (*haze*) que não responde ao tratamento corticóide ou recidivante após tratamento;
 - b) Em caso de insatisfação do paciente.
- A explantação efectua-se sem dificuldade abrindo o *pocket* ou levantando o “*flap*”. Se efectuada até 6 meses após o implante, não se observa na córnea qualquer sinal do *inlay*. Se a explantação for mais tardia ,observa-se na córnea o *inprint* do *inlay* que demora alguns meses a desaparecer⁸.

CONCLUSÕES

Como conclusões e mensagens para casa (*take-home messages*) sobre o *Inlay Kamra* salientam-se as seguintes.

- a) O *Inlay Kamra* permite melhorar a visão de perto aumentando a profundidade de foco, não comprometendo significativamente a visão de longe;
- b) Os pacientes alvo são pacientes presbíopes emétopes ou com ametropias compatíveis com tratamento por excimer laser (-5.00 a +3.00);
- c) A implantação faz-se no olho não dominante num “*pocket*” (preferencialmente) ou sob um “*flap*” a profundidade nunca inferior a 200 micra;
- d) O resultado visual típico é acuidade visual para longe no olho implantado entre 9/10 e 10/10 e acuidade visual binocular de perto de J2;
- e) As complicações são pouco frequentes e normalmente evitáveis seguindo o protocolo pós-operatório;
- f) A satisfação plena dos pacientes é obtida em cerca de 1/3 dos casos;
- g) Intolerância á monovisão, fenómenos fóticos e lentidão na leitura são as principais causas de insatisfação;
- h) A explantação é fácil e se necessária deve ser efectuada nos 6 meses após a implantação.

Em conclusão considera-se o *Inlay Kamra* um método possível no tratamento da presbiopia, mas ainda não se trata de um método de eficácia total e definitiva.

REFERÊNCIAS

1. Lindstrom RL, Macrae SM, Pepose JS, Hoopes PC Sr. Corneal inlays for presbyopia correction. *Curr Opin Ophthalmol* 2013; 24(4): 281-7.
2. Waring GO 4th. Correction of presbyopia with a small aperture corneal inlay. *J Refract Surg* 2011; 27(11): 842-5.
3. Tomita M, Kanamori T, Waring GO 4th, Nakamura T, Yukawa S. Small aperture corneal inlay implantation to treat presbyopia after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(6): 898-905.
4. Seyeddain O, Bachernege A, Riha W, Rückl T, Reitsamer H, Grabner G, Dextl AK. Femtosecond laser-assisted small-aperture corneal inlay implantation for corneal compensation of presbyopia: two-year follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(2): 234-41.
5. Seyeddain O, Hohensinn M, Riha W. Small aperture inlay for the correction of presbyopia: 3 year follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(1): 35-45.
6. Gatinel D, El Danasoury A, Rajchles S, Saad A. Recentration of a small aperture corneal inlay. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(12): 2186-91.
7. Dextl AK, Seyeddain O, Riha W, Rückl T, Bachernege A, Emesz M, Ruckhofer J, Grabner G. Reading performance and patient satisfaction after corneal inlay implantation for presbyopia correction: two years follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(10): 1808-16.
8. Alió JL, Abbouda A, Huseynli S, Knorz MC, Homs ME, Durrie DS. Removability of small aperture intracorneal inlay for presbyopia correction. *J Refract Surg* 2013; 29(8): 550-6.

Eficácia e complicações da cirurgia da presbiopia no plano córnea

Manuela Cidade
ALM-Ofthalmolaser, Lisboa, Portugal

INTRODUÇÃO

A cirurgia corneana é desde há vários anos encarada como uma das mais promissoras abordagens para a correção da presbiopia. Fazendo apelo a diversos métodos é a abordagem menos invasiva e potencialmente a mais segura.

A maior parte dos procedimentos atuais procura obter um aumento da profundidade de campo, sendo no entanto possível recorrer a várias estratégias terapêuticas, desde o recurso à Monovisão, com a intervenção a realizar-se num só olho, com a indução propositada de uma ametropia (LASIK, PRK, IC) ou bilateralmente, corrigindo a ametropia eventualmente existente para longe no olho adelfo, até estratégias de correção presbiópica bilateral, realizadas com Laser Excimer (PresbyLASIK central e periférico com indução de perfis multifocais) ou com a utilização de diversos tipos de IC. Existem ainda técnicas que pretendem modificar o perfil corneano através da alteração da estrutura do estroma (queratoplastia de condução, queratoplastia Laser térmico, procedimentos intraestromais realizados com Laser de Femtosegundo – Intracor e, mais recentemente, por Cross Linking).

A multiplicidade de procedimentos em utilização na prática clínica e os aperfeiçoamentos sucessivamente introduzidos nos mesmos mostram que a solução ideal ainda não está encontrada. Na verdade, todas as técnicas exigem uma boa adaptação do doente ao novo estado refrativo e obrigam a algum grau de neuro adaptação, sendo normalmente utilizada uma solução de compromisso entre as visões de longe e de perto do doente (Quadro 1).

Se em todas as situações de cirurgia refrativa é importante a avaliação prévia do doente, nomeadamente a do seu perfil psíquico, das suas necessidades e das suas expectativas, estes aspetos da análise são particularmente importantes no exame prévio dos candidatos a cirurgia da presbiopia.

MONOVISÃO

A utilização da Monovisão como compensação da presbiopia é usada desde há muitos anos com resultados parcialmente satisfatórios. Baseia-se na capacidade de supressão interocular da desfocagem monocular, quando em visão binocular¹. Este objetivo é mais difícil de conseguir em doentes que à partida já apresentam anisometropias elevadas ou uma má estereopsia². A correção é feita de modo a que um olho fique focado para longe e o outro para perto, sendo que geralmente o olho dominante é utilizado para a visão de longe e o não dominante para a visão de perto.

Este tipo de correção teve particular acolhimento entre os portadores de lentes de contacto, existindo vários trabalhos que lhe atribuem taxas de sucesso que variam entre 50 e 76%^{3,4}. Estas análises também demonstraram uma redução na acuidade visual binocular e na estereopsia.

Com o advento da cirurgia refrativa, especialmente após a introdução dos tratamentos com Laser de Excimer, esta solução ganhou maior expansão, atingindo graus de satisfação ainda mais elevados (72% a 96%)^{5,6}.

A redução observada na acuidade visual binocular para longe é mais evidente quando o olho dominante (usado para a visão de longe) fica com um astigmatismo residual oblíquo⁷, daí a importância da existência prévia, ou da obtenção, de uma emetropia no olho dominante⁸. Este imperativo levou à realização de um maior número de reintervenções no olho dominante (21%) do que no não dominante (7%) segundo os resultados deste grupo. Num outro estudo, realizado por M. Garcia-Gonzalez⁹, essa diferença não foi tão evidente. A supressão interocular da imagem desfocada é menos eficaz em ambientes pouco iluminados¹⁰, pelo que nessas condições a redução na acuidade visual para longe é mais acentuada.

A sensibilidade ao contraste também está diminuída nos doentes com Monovisão corrigidos com lentes de contacto¹¹, parecendo haver uma relação direta com o grau de desfocagem monocular, sendo que a partir de uma anisometropia de 2,5 D se perde o efeito da binocularidade, devido à supressão da imagem do olho desfocado. Wright¹² avaliou a sensibilidade ao contraste de doentes em que a Monovisão foi induzida por PRK, tendo confirmado que a alteração produzida era semelhante à induzida em doentes cujo alvo refrativo era a emetropia. O mesmo acontece quando o procedimento utilizado é o LASIK, sendo que, quando a miopia induzida é igual ou inferior a 1,5 D os valores de sensibilidade ao contraste em binocular são semelhantes aos da população em geral⁹. A fase de adaptação dura geralmente 6 a 8 semanas mas o período de adaptação pode ser muito mais longo.

O efeito mais limitante associado à Monovisão é a diminuição da estereopsia que se verifica em todos os doentes tratados com lentes de contacto^{3,5,13}, também presente, embora aparentemente menos evidente, nos doentes tratados quer com PRK quer com LASIK e que é proporcional à anisometropia induzida¹⁴. Por outro lado, Fawcett *et al.* verificaram que, nestes doentes, a Monovisão prolongada conduzia a piores desempenhos no teste de Worth-4 pontos a 3 m, sendo que os piores resultados se verificaram nos doentes com maior anisometropia induzida¹⁵.

O aspeto mais positivo da Monovisão é que permite uma relativa independência de correção óptica, tanto para longe como para perto, sendo facilmente reversível com óculos, sempre que considerado necessário pelo doente (sobretudo se a anisometropia induzida for inferior a 1,5 D). É no entanto de salientar a parcial e progressiva perda do efeito, à medida que se vai perdendo a função acomodativa ainda existente à data do ato cirúrgico.

QUERATOPLASTIA CONDUTIVA

Esta técnica utilizava a radiofrequência para modificar o perfil corneano e baseava-se nos mesmos princípios da Termoqueratoplastia com Laser. Apesar de ser pouco invasiva e razoavelmente segura, apresentava taxas de regressão muito elevadas¹⁵, que obrigava a múltiplos retratamentos, pelo que, à medida que foram sendo introduzidas outras

técnicas corretoras da presbiopia, foi sendo progressivamente abandonada.

INCISÕES INTRAESTROMAIS – INTRACOR



Fig. 1 Após tratamento Intracor. Foto: Technolas Perfect Vision

O desenvolvimento das capacidades de tratamento corneano com o Laser de femtosegundo, com a possibilidade de realizar incisões intraestromais de profundidade e padrões variados permitiu a sua aplicação no tratamento cirúrgico da presbiopia, tendo como objetivo a modulação da córnea central sem os inconvenientes habitualmente atribuídos ao Laser de Excimer, isto é, preservando o epitélio, membrana de Bowman e fibras estromais anteriores, reduzindo ao mínimo eventual dor pós operatória, inflamação, infecção, turvação ou instabilidade biomecânica da córnea, tendo simultaneamente sido comprovada a ausência de repercussão endotelial¹⁶.

Em 2009 Ruiz¹⁷, recorrendo a esta tecnologia e utilizando o Laser de femtosegundo da Technolas, com a plataforma Intracor, apresentou os resultados dos seus primeiros 63 olhos tratados (tempo de seguimento de 6 meses). A intervenção consistiu na realização de uma série de cortes circulares intraestromais concêntricos, criando uma estrutura anular que induz uma alteração biomecânica localizada, com encurvamento central de 1-2 dioptrias, modificando não só a aberração esférica como a asfericidade corneana, dando origem a uma córnea multifocal central, com a consequente melhoria da visão para perto. Em doentes míopes adicionaram-se incisões radiárias intraestromais de modo a otimizar a visão para longe. Este tipo de correção tem um efeito inteiramente biomecânico, modulando as várias aberrações, originando um desvio negativo na aberração esférica primária associado a um desvio positivo na aberração esférica secundária. Estudos posteriores mostraram, no entanto, que havia um risco de fuga miópica inicial e de perda da melhor acuidade visual corrigida superior a 2 linhas em cerca de 8% dos olhos aos 3 meses¹⁸. Parece haver uma melhoria progressiva da acuidade visual para longe, pelo menos até aos 12 meses. A redução da melhor acuidade visual corrigida para longe deve-se provavelmente a uma ligeira irregularidade central e não é suscetível de ser corrigida com óculos, estando contra-indicado qualquer outro procedimento Laser. Também se verificou que todos os doentes apresentavam, pelo menos inicialmente, queixas relacionadas com diminuição da sensibilidade ao contraste, halos e *glare*, especialmente à noite¹⁹.

Apesar de alguns autores terem apresentado uma taxa de

satisfação próxima dos 90% após 5 anos de seguimento²⁰ também verificaram que em cerca de 10% dos doentes o procedimento não tinha efeito, não havendo qualquer outra possibilidade de compensação. Por outro lado, o tratamento era aplicado geralmente só no olho não dominante pelo que, apesar do seu perfil, apresentava alguns dos inconvenientes da Monovisão, sem que houvesse possibilidade de reversão total ou parcial do efeito.

O Intracor não chegou a ter a grande divulgação clínica esperada. A empresa deixou de inovar nesta área e esta técnica foi entretanto suspensa. No entanto outros algoritmos estão a ser desenvolvidos para utilização com outros equipamentos, com resultados aparentemente satisfatórios, sendo necessários estudos a longo prazo que melhor estabeleçam as melhorias entretanto eventualmente introduzidas.

ABLAÇÕES CORNEANAS MULTIFOCAIS

Os Lasers de Excimer apresentam grande flexibilidade no que respeita aos padrões de ablação possíveis, tendo sido desenvolvidos vários algoritmos que realizam ablações multifocais corneanas que permitem modificar a aberração esférica e aumentar a profundidade de foco, sendo que em alguns casos a quantidade de tecido removido é agora muito menor do que com as plataformas anteriores, o que confere uma maior segurança aos procedimentos. Ainda na década de 80 foram realizadas ablações que, em doentes hipermetropes, modificavam a córnea conferindo-lhe um perfil multifocal vertical. Apesar de resultados que mostravam uma melhoria na visão de perto, este procedimento não teve grande aceitação, sobretudo porque induzia coma vertical significativo²¹.

A introdução nos planos operatórios dos dados de análise corneana obtidos com sistemas *wavefront* e a constatação de que era possível aproveitar/induzir aberrações corneanas para aumentar a profundidade de campo²² permitiu a criação de tratamentos personalizados e otimizados, frequentemente associados a algum grau de micro-Monovisão, conduzindo a uma melhoria substancial dos resultados e a uma mais fácil fusão das duas imagens, originando acuidades visuais funcionais satisfatórias tanto para longe como para perto.

A abordagem da córnea realizada pelas várias plataformas é variável:

Presbyond Laser Blended Vision (Carl Zeiss Meditec)

Esta técnica baseia-se num tratamento Laser otimizado, bilateral, que tem como objetivo minorar as dificuldades de adaptação à Monovisão. O olho dominante é utilizado para a visão de longe e tratado de modo a ficar emétrope. O olho não dominante, especializado para a visão de perto, é tratado de modo a ficar ligeiramente míope (geralmente -1,5 D). Os tratamentos são realizados utilizando um perfil de ablação otimizado com os dados obtidos pela análise *wavefront*, que cria uma variação contínua do poder refrativo corneano em toda a zona óptica, aumentando a profundidade de campo e facilitando a fusão das imagens. De acordo com as características do doente, também se pode induzir uma pequena miopia no olho dominante de modo a minimizar a diferença refrativa entre os dois olhos, ficando portanto a meio caminho entre uma Monovisão e uma micro-Monovisão.

Como há uma área em que a nitidez é semelhante nos dois olhos (*blend zone*) fica facilitada a integração das duas imagens, permitindo a sua fusão.

Reinstein *et al.*²³ encontraram um grau elevado de satisfação por parte dos doentes, referindo que 96% dos doentes emétropes e dos com astigmatismo miópico atingiam uma acuidade visual não corrigida para perto de J2. Nos presbitas hipermetropes 81% liam J3 na escala de Jaeger.

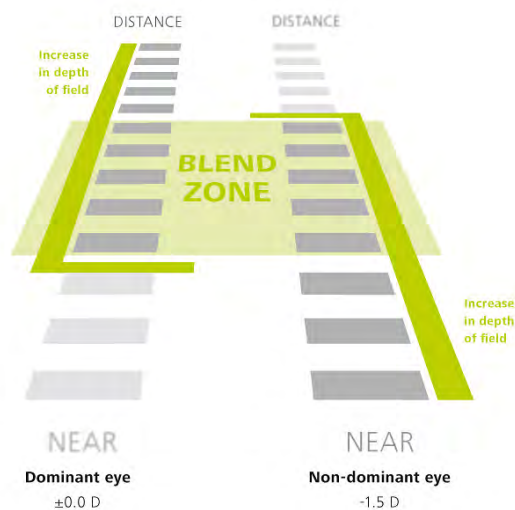


Fig. 2 Blend Zone. Esquema promotor – Carl Zeiss.

PresbyLasik

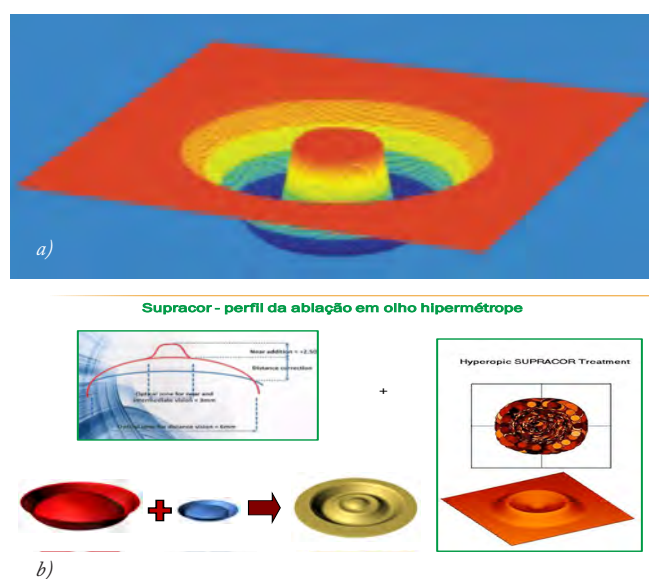


Fig.3 Perfis de ablação multifocais. a) Presbylasik periférico; b) Presbylasik central

Foram também desenvolvidas técnicas de ablação que recorrem a uma modulação corneana, de utilização preferencialmente bilateral e cujo objetivo é produzir um perfil multifocal, permitindo a cada olho uma boa visão tanto para longe como para perto, com zona de transição que é utilizada para a visão intermédia. Estas técnicas são, no seu conjunto, vulgarmente designadas PresbyLasik e existem duas técnicas básicas:

No Presbylasik periférico a córnea central destina-se à visão para longe sendo a periférica utilizada na visão de perto. É criada uma asfericidade periférica negativa a fim de aumentar a profundidade do campo (Nidek Advanced Vision Excimer Laser).

Pinelli desenvolveu esta técnica utilizando o Technolas 217 Z e induzindo um perfil corneano multifocal com um diâmetro de 6,5 mm. Os 6 mm centrais foram destinados à visão de longe. Tal origina um perfil corneano prolato com uma aberração esférica negativa a fim de estender a profundidade do foco. Quando da apresentação dos seus resultados foi salientado que se verificava uma diminuição da sensibilidade ao contraste²⁴. Epstein *et al.*²⁵ analisaram os resultados de tratamentos em que era utilizada uma combinação desta técnica no olho

não dominante com uma correção monofocal para longe do olho dominante. Foram incluídos 103 doentes e o tempo de seguimento variou entre 1 e 4 anos; 91,3% dos doentes ficaram independentes do uso de óculos, a acuidade visual não corrigida para longe foi de 20/20 em 67,9% dos hipermetropes e 70,7% dos míopes. Para perto, à distância de 40 cm, 71% dos hipermetropes e 65,3% dos míopes apresentaram uma acuidade de 20/20; 14,3% dos hipermetropes perderam 1 linha de melhor acuidade visual corrigida para longe. A estereopsia não apresentou alterações significativas. De salientar que se houver uma constrição pupilar a aberração esférica positiva central aumenta prejudicando a acuidade visual para perto.

Uy *et al.*²⁶ apresentaram em 2009 os seus resultados utilizando o software PAC (Pseudoacomodative Cornea) da Nidek em 195 olhos com miopia e presbiopia e 119 olhos presbíopes emétopicos ou emétopes. 83% dos míopes e 87% dos hipermetropes apresentavam ao 3º mês Acuidade visual para longe (AVPL) \geq 20/30 e Acuidade visual para perto (AVPP) \geq J3. Nos resultados apresentados por El Danasoury²⁷, referentes a doentes com um ano de seguimento, 54% dos hipermetropes e 48% dos míopes encontravam-se satisfeitos e independentes de óculos, tanto para longe como para perto. Este autor verificou que 2% dos doentes apresentavam uma perda da melhor acuidade visual corrigida para longe.

Outros investigadores utilizaram as mesmas plataformas Laser mas com diferentes abordagens, nomeadamente no que se refere aos diâmetros das zonas ópticas e de transição, com resultados satisfatórios. Como esta técnica exige a remoção de uma grande quantidade de tecido a fim de induzir a modificação necessária do perfil corneano periférico, ela é sobretudo utilizada em doentes presbíopes hipermetropes ou com baixas miopias.

No PresbyLasik Central a córnea central é utilizada para a visão de perto, pelo que o tratamento induz um aumento da curvatura nessa área e a córnea circundante, aplanada, é usada para a visão de longe. Verifica-se um aumento da aberração esférica negativa central com um aumento da profundidade de foco. Este tipo de perfil adequa-se aos movimentos naturais da pupila. Quando na visão para perto esta se contrai continua disponível a abertura central – miópica – sendo suprimidos os raios mais periféricos. Também tem sido afirmado que a neuro adaptação é mais rápida com este tipo de perfil. A ablação corneana necessária à sua criação é mínima, pelo que pode ser utilizado tanto em hipermetropes como em míopes sendo fácil associar no mesmo plano cirúrgico o tratamento corretor das ametropias previamente existentes. Os primeiros resultados publicados foram apresentados por Alió *et al.*²⁸ em 2006. A análise envolveu 25 olhos hipermetropes com um tempo de seguimento de 6 meses. 64% dos doentes apresentaram uma acuidade visual não corrigida para longe de 20/20 e 72% tiveram para perto acuidade visual não corrigida $>$ 20/40. No entanto, 28% apresentaram perda de 2 linhas na melhor acuidade visual corrigida para longe. Também foi observada uma diminuição da sensibilidade ao contraste e aumento das aberrações comáticas, embora as esféricas diminuíssem. Yung *et al.* não encontraram alterações significativas na sensibilidade ao contraste nem nas aberrações de alta ordem.

Esta técnica é uma das mais frequentemente utilizadas atualmente, sendo aplicada por várias plataformas (Supracor – Bausch & Lomb Technolas; PresbyMax – Schwind eye-tech-solutions; CustomVue – VISX, entre outras).

O Supracor utiliza um perfil de ablação progressivo com otimização das aberrações induzindo uma transição suave entre a visão de longe e a de perto, aumentando a profundidade de campo, o que permite uma satisfatória acuidade visual intermédia. O Presbymax induz um perfil bi-asférico.

A maioria dos cirurgiões recorre a uma mini ou a uma micro-Monovisão. Em alguns casos é utilizado em doentes hipermetropes ou emétopes, sendo o perfil multifocal induzido no olho não dominante. Todos as análises mostram que o presbyLasik melhora a visão funcional para perto podendo simultaneamente manter ou mesmo melhorar a visão de longe, não tendo sido encontradas alterações significativas da sensibilidade ao contraste. Das plataformas com algoritmos de aplicação bilateral, o Supracor seria a mais promissora (O’Keefe)²⁰, apesar de ainda haver necessidade de alguns retratamentos e de haver risco de perda da melhor acuidade visual corrigida (que pode atingir as 2 linhas). Têm sido introduzidas várias melhorias, tanto a nível das *performances* dos lasers como nos diferentes algoritmos criados com este princípio de atuação, existindo numerosas publicações apresentando os resultados obtidos pelos diversos autores. Os níveis de satisfação apresentados variam entre 76% e 100%.

IMPLANTES CORNEANOS

Também têm sido usados implantes corneanos intraestromais na correção da presbiopia. As complicações originadas pelos primeiros modelos têm vindo a ser corrigidas e a sua evolução, nomeadamente no que concerne à espessura e aos biomateriais utilizados, tem sido contínua desde a sua introdução na prática clínica. Atualmente são preferencialmente colocados num *pocket* criado por um laser de femtosegundo (vantagens: manutenção da sensibilidade corneana, não remoção de tecido, preservação da córnea para outras correções eventualmente necessárias, reversibilidade, entre outras). Podem ser usados em doentes pseudofáquicos e conjugados com outras técnicas corretoras da refração. Existem vários tipos de implantes

corneanos que se baseiam em em métodos de atuação diferentes. Os mais utilizados são:

- Flexivue Microlens – fabricado em hidrogel, é transparente e altera o índice refrativo da córnea – óptica bifocal com adição de potência positiva central.
- Raindrop Near Vision - Também em hidrogel, altera a curvatura corneana devido à diferença de espessura entre o centro (+curva) e a periferia.
- Acufocus Kamra – Efeito de buraco estenopeico, aumentando a profundidade de campo.

A maioria dos autores refere uma melhoria nas visões de perto e intermédia com pouca interferência na visão de longe^{28,29}. As complicações incluem fuga hipermetrópica, halos, diminuição da sensibilidade ao contraste e inclusive adelgaçamento e fusão corneana (essencialmente nos modelos e materiais usados inicialmente). Em todos os casos é fundamental uma perfeita centragem, podendo um ligeiro desvio comprometer totalmente o resultado funcional.

Existem múltiplas técnicas cirúrgicas para a correção da presbiopia no plano córnea. Algumas caíram em desuso mas a maioria continua a evoluir, dados os melhoramentos introduzidos nos equipamentos laser, nos algoritmos utilizados e nos biomateriais. É frequente a conjugação de diferentes princípios numa tentativa de otimizar os resultados. No presente, a correção através do Laser é a mais utilizada. Evoluiu muito nos últimos anos, após a introdução nos algoritmos dos dados obtidos através do estudo *wavefront* do dioptra ocular. Induzem aumento da profundidade de campo e redução das aberrações ópticas focais, sendo possível em algumas das plataformas programar ablações personalizadas. São, no seu conjunto, procedimentos seguros e que produzem elevados graus de satisfação dos doentes, dada a melhoria de

Quadro 1

Resultados publicados exemplificativos da correção cirúrgica da presbiopia no plano córnea

Procedimento	Estratégia	Autor/Ano	Nº Doentes	Tempo seguimento	Idade média	Ac.visual NCPP	Ac.visual NCPL	Perda de linhas	Reops.	Satisfação
Monovisão Laser Excimer		Reilly <i>et al.</i> 2006	82	3 anos					6	97,6%
Laser Blended Vision	Micromonovisão OD Plano OND-0,75 →-2,0	Reinstein <i>et al.</i> 2011	155	1 ano	49	96% → J2	99% 20/20	1 22 olhos	19%	
Presbylasik periférico	OD Lasik monof. OND Presby.Perif.	Epstein <i>et al.</i> 2011	103	1 ano	53,3	71,4% hiper. 65,3% míop. 20/20- 40cm	67,9% hiper. 70,7% míop. →20/20	1 14,3% hiper.	27,6%	91,3% Independ. de óculos
Presbylasik central	Supracor Perfil de ablação progressivo transição suave	Saib <i>et al.</i> 2015	24 (hiperm. T. 217P)	1 ano	54,3	84,21%→J1 94,73%→≥J2	100%→20/25	1 9,4% 2-3 4,5%	6,75%	83,3% Independ. de óculos
	Presbymax Perfil biasférico	Luger <i>et al.</i> 2015	31	1 ano	51±4	84% ≥ 0,1 logRad	70% ≥ 0,1 logRad	2 PL 3% PP 8%	19%	Elevada
Implantes intracorneanos	Lasik + Kamra	Igras <i>et al.</i> 2016	132	1 ano	56	97%→J3	88%→10/10 (binocular)	>1 0%	2 Explant.	

Ac. = acuidade; NCPP = não corrigida para perto; NCPL = não corrigida para longe; Reops. = reintervenções; monof = monofocal; hiper. = hipermetropia; míop. = miopia; independ. = independente; T. = Technolas; explant. = explantações; PL fica Para longe; PP Para perto.

Quadro 2 – Conclusões

Procedimento	Estratégia	Grau de satisfação	Prós	Contras
Monovisão Com Laser de Excimer	Várias	72% a 96%	<ul style="list-style-type: none"> Experiência anterior c/ lentes contacto Experiência c/ LASIK >Independência de óculos Reversibilidade 	<p>↓ac. visual binocular</p> <p>↓sensib. ao contraste</p> <p>↓estereopsia (proporcional ao grau de Monovisão)</p> <p>Agravamento em ambientes escotópicos</p>
Laser Blended Vision Ex: Presbyond	Várias Alvo OD $\geq -0,5 \leq 0,0$ Alvo OND $\geq -2,0 \leq -0,75$		<ul style="list-style-type: none"> Melhora a eficácia e a tolerância em relação à Monovisão Entre a Monovisão e a micro-Monovisão 	<p>Mantém algumas das limitações da Monovisão</p> <p>Exigente em relação à correção do olho dominante</p> <p>Adaptação pós operatória por vezes prolongada</p>
Presbylasik Central Ex. Supracor Presbymax CustomVue Periférico Ex. PAC	Várias MicroMonovisão Perfis variáveis	91,3% (média)	<ul style="list-style-type: none"> Diferenças conforme plataforma Correção simultânea de eventual ametropia Melhoria imediata da visão pp Eficazes e seguras Reversibilidade parcial Utilização em pseudofaquia 	<p>Exigem bom centramento</p> <p>Pupilo dependentes. Tratamentos centrais - mais adequados à dinâmica pupilar</p> <p>Micro-Monovisão</p> <p>Eventuais aberrações cromáticas</p> <p>Possibilidade de ↓MAVC</p> <p>Cálculo LIO?</p> <p>Tratamentos periféricos → grandes ablações → +adequados para hipermetropes e emétopes</p>
Implantes intracorneanos Ex. Flexivue Raindrop Kamra	Várias	75% (Kamra Dexl et al)	<ul style="list-style-type: none"> Pouca alteração da sensibilidade corneana Ausência de ablação de tecido Reversibilidade Utilização em pseudofaquia Possibilidade de conjugação com LASIK/PRK 	<p>Eq. Esf. $< \pm 0,75$ D</p> <p>Astig. $< \pm 0,75$ D</p> <p>Normalmente Monovisão</p> <p>Centragem precisa</p> <p>Pior prestação em ambientes mesópicos/escotópicos</p> <p>Biocompatibilidade a longo prazo?</p> <p>Descentramentos ocasionais</p> <p>Neuroadaptação por vezes prolongada</p>

Alvo OD = Alvo refractivo Olho dominante; Alvo OND = Alvo refractivo olho não dominante

qualidade de vida que adquirem. No entanto é fundamental a avaliação prévia destes, nomeadamente do seu perfil psíquico, expectativas e capacidade de neuroadaptação, dado que todas elas exigem uma adaptação pós operatória. Os doentes devem ser avisados da possibilidade de uma ligeira perda da melhor acuidade visual corrigida para longe (que pode ser de 1 ou até 2 linhas no pós operatório imediato), geralmente transitória, e aceitar que em situações mais extremas (pouca iluminação ambiente, tarefas visualmente exigentes) poderão ter necessidade de recorrer a uma pequena correção para perto. Esta correção poderá aumentar ligeiramente à medida que vai sendo perdida a capacidade acomodativa eventualmente ainda restante. Para além disto há que considerar que muitos destes doentes virão a desenvolver catarata não estando ainda bem estabelecida qual a melhor abordagem/fórmula para o cálculo da LIO a implantar, sobretudo nos doentes tratados com indução de perfis multifocais. Uma correta centragem dos tratamentos é fundamental para o sucesso da cirurgia.

Considera-se que o tratamento cirúrgico da presbiopia continua a ser um desafio, devendo a opção adotada ser o mais personalizada possível, tendo em conta nomeadamente a idade, refração, transparência do cristalino, atividade profissional e de lazer, adaptabilidade e expectativas.

REFERÊNCIAS

- Schor C, Landsman L, Erickson P. Ocular dominance and the interocular suppression of blur in monovision. *Am J Optom Physiol Opt*. 1987; 64: 723-73.
- Handa T, Shimizu K, Makuno K, Kawamorita T, Uozato H. Effect of ocular dominance on binocular summation after monocular reading adds. *Cataract Refract Surg*. 2005; 31(8): 1588-92.
- Erickson P, and McGill EC. Role of visual acuity, stereoacuity, and ocular dominance in monovision patient success. *Optom Vis Sci*. 1992; 69(10): 761-4.
- Evans BJ. Monovision: a review. *Ophthalmic Physiol Opt* 2007; 27(5): 417-43.
- Goldberg DB. Laser in situ keratomileusis monovision. *J Cataract Refract Surg*. 2001; 27(9): 1449-55.
- Braun EH, Lee ED, Steinert, RF. Monovision in LASIK. *Ophthalmology* 2008; 115(7): 1196-202.
- Collins M, Goode A, and Brown B. Distance visual acuity and monovision. *Optom Vis Sci* 1993; 70 (9): 723-8.
- Reilly CD, Lee WB, Alvarenga L, Caspar J, Garcia-Ferrer F, Mannis MJ. Surgical monovision and monovision reversal in LASIK. *Cornea*. 2006; 25(2): 136-8.
- Garcia-Gonzalez M, Teus MA, Hernandez-Verdejo JL. Visual outcomes of LASIK -induced Monovision in Myopic Patients with Presbyopia. *Am J Ophthalmol* 2010; 150(3): 381-6.
- Johannsdottir KR, Stelmach LB. Monovision: a review of the scientific literature. *Optom Vis Sci*. 2001; 78 (9): 646-1.
- Sippel KC, Jain S, Azar, DT. Monovision achieved with excimer laser refractive surgery. *Int Ophthalmol Clin* 2001; 41(2): 91-101.
- Wright KW, Guemes A, Kapadia MS. Binocular function and patient satisfaction after monovision induced by myopic photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg* 1999; 25(2): 177-82.
- Mcgill EC, Erickson P. Sighting dominance and monovision distance binocular fusional ranges. *J Am Optom Assoc*. 1991; 62(10): 738-42.
- Durrie DS. The effect of different monovision contact lens powers on the visual function of emmetropic presbyopic patients (an American Ophthalmological Society thesis). *Trans Am Ophthalmol Soc* 2006; 104: 366-401.
- Fawcett, SL, Herman, WK, Alfieri CD, Castleberry KA, Parks MM, Birch EE. Stereoacuity and foveal fusion in adults with long-standing surgical monovision. *J AAPOS* 2001; 5 (6): 342-47.
- Moshirfar M, Anderson E, Hsu M, Armenia JM, Mifflin MD. Comparing the rate of regression after conductive keratoplasty with or without prior laser assisted in situ keratomileusis or photorefractive keratectomy. *Middle East Afr J Ophthalmology* 2012; 19(4): 377-81.
- Thomas BC, Fitting A, Khoramnia R, Rabsilber TM, Auffart GU, Holzer MP. Long term outcomes of intrastromal laser presbyopia correction: 3 years of follow-up. *Br J Ophthalmol* 2016; 100(11): 1536-41.
- Ruiz LA, Cepeda L, Fuentes VC. Intrastromal correction of presbyopia with a femtolasers laser system. *J Refract Surg*. 2009; 25(10): 847-54.
- Holzer MP, Knorz MC, Tomalla M, Neuhann TM, Auffarth GU. Intrastromal femtosecond laser presbyopia correction: 1-year results of a multicenter study. *J Refract Surg* 2012; 28 (3): 182- 8.
- Fitting A, Menassa N, Auffarth GU, Holzer MP. Effect of intrastromal correction of presbyopia with femtosecond laser (INTRACOR) on mesopic contrast sensitivity. *Ophthalmology* 2012; 109(10): 1001-7.
- O'Keefe M, O'Keefe N. Corneal Surgical Approach in the Treatment of Presbyopia. *J Clin Exp Ophthalmol* 2016; 7: 512.
- Alió JL, Amparo F, Ortiz D, Moreno L. Corneal multifocality with excimer laser for presbyopia correction. *Curr Opin Ophthalmol*. 2009; 20(4): 264-71.
- Charman WN. Ablation design in relation to spatial frequency, depth-of-focus, and age. *J Refract Surg* 2004, 20 (5): S542-S549.
- Reinstein DZ, Carp GI, Archer TJ, Gobbe M. LASIK for Presbyopia Correction in Emmetropic Patients Using Aspheric Ablation Profile and a Micro-monovision Protocol with the Carl Zeiss Meditec MEL 80 and VisuMax. *J Refract Surg* 2012; 28(8): 531-41.
- Pinelli R, Ortiz D, Simonetto A, Bacchi C, Sala E, Alió JL. Correction of Presbyopia in Hyperopia with a center-distance, paracentral-near technique using the Technolas 217z Platform. *J Refract Surg* 2008; 24(5): 494-500.
- Epstein RL, Gurgos MA. Presbyopia treatment by monocular peripheral presbyLASIK. *J Refract Surg*. 2009; 25(6) :516-23.
- Uy E, Go R. Pseudoaccommodative cornea treatment using the NIDEK EC-5000 CXIII excimer laser in myopic and hyperopic presbyopes. *J Refract Surg* 2009 Jan; 25(1 Suppl): S148-55.
- El Danasoury AM, Gamaly TO, Hantera Multizone LASIK with peripheral near zone for correction of presbyopia in myopic and hyperopic eyes: 1-year results. *J Refract Surg* 2009 Mar; 25(3):296-305.
- Alió JL, Chaubard JJ, Caliz A, Sala E, Patel S. Correction of presbyopia by technovision central multifocal LASIK (presbyLASIK). *J Refract Surg*. 2006 May; 22(5): 453-60.
- Waring GO 4th, Klyce SD. Corneal inlays for the treatment of presbyopia. *Int Ophthalmol Clin*. 2011; 51(2): 51-62.
- Seyeddain O, Hohensinn M, Riha W, Nix G, Rückl T, Grabner G, Dextl AK. Small-aperture corneal inlay for the correction of presbyopia: 3-year follow-up. *J Cataract Refract Surg*. 2012; 38(1): 35-45.

Cirurgia Incisional na Correção do Astigmatismo durante a Facoemulsificação

Ramon Coral Ghanem

Hospital de Olhos Sadalla Amin Ghanem, Joinville, Santa Catarina, Brasil

INTRODUÇÃO

Há mais de um século são utilizadas incisões limbares e corneanas para correção de astigmatismo durante a cirurgia de catarata.¹ Em 1885, Schiøtz descreveu a realização de incisões relaxantes limbares (LRI). Em 1939, Sato apresentou sua técnica de ceratotomia radial anterior e posterior, dando início a era da cirurgia incisional corneana.² Algumas décadas depois foram descritas as cirurgias arqueadas e transversais corneanas para redução de astigmatismo¹.

Atualmente, as formas mais utilizadas de cirurgia incisional durante a facoemulsificação são a (1) incisão relaxante limbar (LRI) e a (2) ceratotomia arqueada (AK). Ambas as técnicas podem ser feitas utilizando-se bisturis calibrados ou o laser de femtosegundos (femto).

INCISÃO RELAXANTE LIMBAR (LRI)

As LRIs são incisões relaxantes realizadas na córnea periférica (justa-límbica), no meridiano mais curvo, de profundidade usual de 600 micra e comprimento de arco variável, de acordo com a quantidade de astigmatismo a ser corrigido (Figura 1). Devido a seu potencial limitado de correção, são geralmente utilizadas para corrigir graus baixos ou moderados de astigmatismo (até cerca de 3 dioptrias (D))^{3,4}. Suas vantagens são a alta segurança, simplicidade e baixo custo. São também raras as hipercorreções; há rápida recuperação e estabilização visual (poucas semanas) e a qualidade óptica da córnea é preservada^{3,4}. Como desvantagens temos a capacidade limitada de correção astigmática, mesmo com incisões de grande comprimento de arco e a menor previsibilidade se comparada as lentes tóricas, principalmente nos altos astigmatismos⁵.

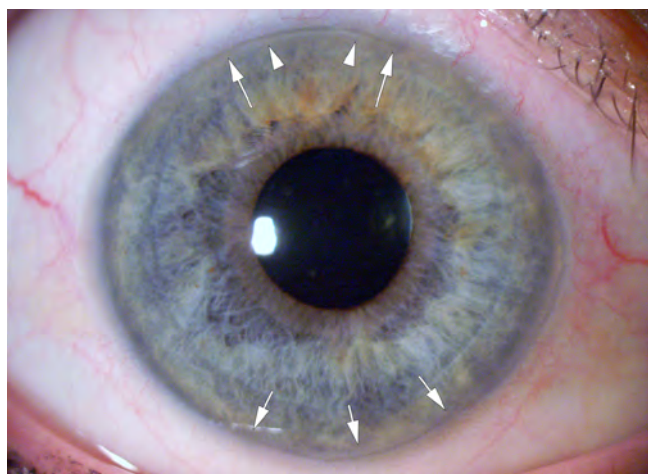


Figura 1. Aspecto pós-operatório de incisões relaxantes limbares de 50 graus de arco no eixo mais curvo (90 graus) superior e inferior (setas marcam início e término das LRIs). Incisão de faco (cabeça de seta) criada dentro da LRI superior.

Entre os fatores que impactam no resultado de uma LRI podemos citar: (1) número de incisões (1 ou 2); (2) comprimento e localização das incisões (quanto maior e localizada no meridiano vertical (*with-the-rule* (WTR)), maior correção); (3) distância do limbo (quanto mais corneana, maior a correção); (4) quantidade de astigmatismo pré-operatório (quanto maior, maior o efeito); (5) diâmetro corneano; (6) idade e (7) profundidade das incisões¹.

O nomograma de Nichamin é ainda hoje o mais utilizado quando da realização de LRIs³ (Figura 2). Este nomograma leva em conta a magnitude e orientação do astigmatismo pré-operatório e a idade do paciente. A incisão de faco é considerada neutra e o autor sugere a confecção de incisão *clear* córnea temporal, devido a menor indução de astigmatismo. As LRIs são sempre de 600 micra e realizadas no meridiano mais curvo. Outra opção quando o cirurgião prefere operar em outro local é a utilização da calculadora online (www.LRIcalculator.com) (Figura 3) que ajusta por cálculo vetorial a influência da incisão de faco no astigmatismo a ser corrigido. Também permite a utilização do nomograma de Donnenfeld para a LRI, assim como o de Nichamin.

No serviço dos Autores é utilizado o nomograma de Nichamin, visando leve hipocorreção (0,5 D) nos casos de WTR e leve hipercorreção nos casos de astigmatismo contra-a-regra (ATR), compensando assim o astigmatismo da face posterior da córnea⁶⁻⁸. O astigmatismo é qualitativamente avaliado através da topografia e/ou tomografia corneanas e quantitativamente (magnitude e orientação) através da biometria óptica (IOL Master 700, Carl Zeiss, Alemanha). As LRIs são contraindicadas em astigmatismo irregular (p.ex. ceratocone ou degeneração marginal pelúcida), após cirurgia corneana incisional prévia (p.ex. ceratotomia radial) e após cirurgia fotoablativa prévia (p.ex. LASIK e PRK). Para controle da ciclorsão é fundamental a marcação do eixo mais curvo na lâmpada de fenda, com o paciente sentado (ou o uso do Verion no intraoperatório (Figura 4)).

A utilização do femto é possível e deve envolver também o controle torsional. Em geral quando o femto é utilizado, as incisões são realizadas na córnea clara (Figura 5), com zona óptica um pouco menor do que na técnica manual, o que permite a correção de maior astigmatismo, porém pode resultar em hipercorreções e complicações similares a AK. A confecção de incisões intraestromais com o femto é também possível, porém é limitada para correção de baixos astigmatismos, mesmo com longos arcos incisionais.

Também entre as atualidades, incluímos o uso intraoperatório do ORA (Alcon, Estados Unidos) que permite a avaliação refracional dinâmica do astigmatismo durante a cirurgia (Figura 6).

CERATOTOMIA ARQUEADA (AK)

A AK consiste num procedimento similar, porém realizado na córnea clara, com zonas ópticas menores, variando de 6 a 8 mm⁹. São confeccionadas com bisturis de diamante calibrados de acordo com a espessura corneana local (frequentemente 95%

Preoperative Cylinder	Degrees of Arc to Be Incised by Age						
	30-40 yo	41-50 yo	51-60 yo	61-70 yo	71-80 yo	81-90 yo	>90
ATR { +0,75 → +1,25 Nasal limbal arc only ^b Paired limbal arcs on step axis +1,50 → +2,00 ^b Paired limbal arcs on step axis +2,25 → +2,75 ^b Paired limbal arcs on step axis +3,00 → +3,75 ^b Paired limbal arcs on step axis						35	
	55	50	45	40	35		
	70	65	60	55	45	40	35
	90	80	70	60	50	45	40
	↓o.z. to 8 mm 90	↓o.z. to 8 mm 90	85	70	60	50	45
WTR { +1,00 → +1,50 Paired limbal arcs on step axis +1,75 → +2,25 Paired limbal arcs on step axis +2,50 → +3,00 Paired limbal arcs on step axis +3,25 → +3,75 Paired limbal arcs on step axis	50	45	40	35	30		
	60	55	50	45	40	35	30
	70	65	60	55	50	45	40
	80	75	70	65	60	55	45

yo = years old

^aAstigmatic status

Spherical (+0,75 x 90 ↔ +0,50 x 180)

Incision Design = "Neutral" temporal clear corneal incision

(3,5 mm or less, single plane, just anterior to vascular arcade)

Against-the-rule: steep axis 0-30°/150-180°

Intraoperative keratoscopy determines exact incision location

Incision design = "Neutral" temporal clear corneal incision along with the following peripheral arcuate incisions

^bThe temporal incision is made by first creating a two-plane, grooved phaco incision (600µ depth), which then is extended to the appropriate arc length at the conclusion of surgery.

Figura 2. Nomograma de Nichamin para LRI. ATR = against-the-rule/contra a regra WTR = with-the-rule/a favor da regra

Doctors Name: Dr Ramon C. Ghanem
 Patient Name or ID: Joao da Silva
 Patient Age: 65

Steep K: 47.00 D
 Flat K: 45.00 D
 Preoperative Astigmatism: 2.00 D
 Thinnest Corneal Depth: microns
 Surgically Induced Cylinder: 0.30 D
 Incision Location (IL): 135 °

LRI Clinical Information [Edit] [Print]

New-Steep K:	47.01 D	New-Flat K:	44.99 D	(After Phaco)
Astigmatism:	2.02 D	Treatment:	1.75 D	
LRI-Incision(s):	2	Incision Size:	85°/2.8 c.h. 45°/1.5 c.h.	

Residual Astigmatism after LRI: 0.27 D

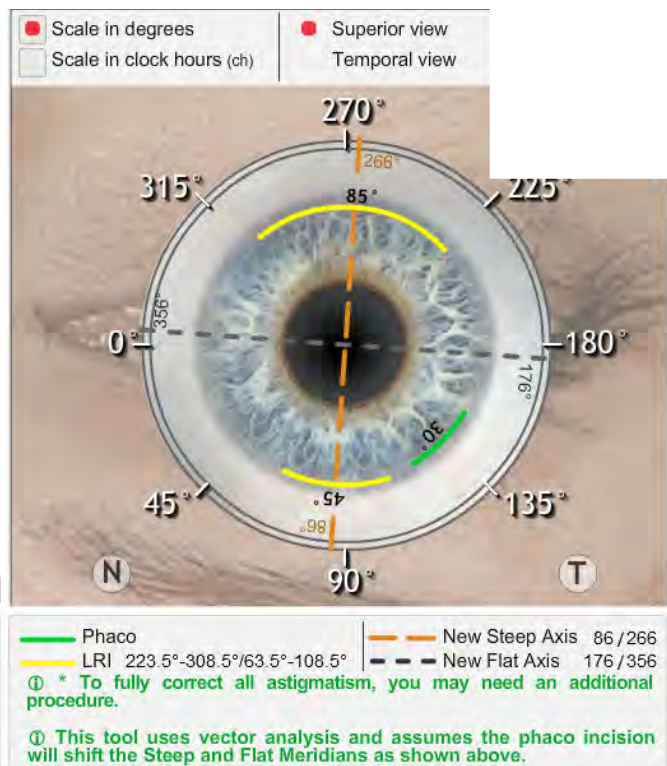


Figura 3. Calculadora on-line para LRI (www.LRIcalculator.com).

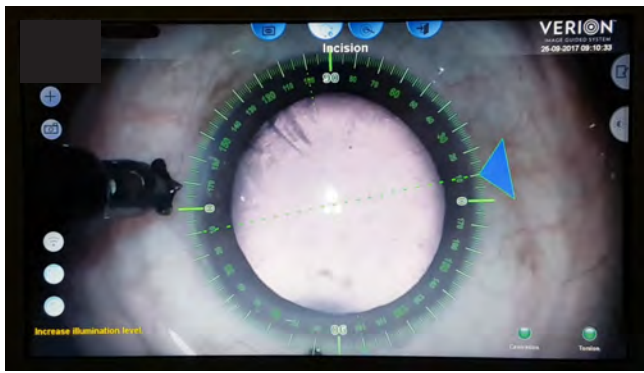


Figura 4. Uso do Verion (Alcon) durante a realização das LRIs.



Figura 5. Planejamento cirúrgico de uma Femto-LRI (50 graus de arco; eixo 42 graus; diâmetro 10,6 mm).

Astigmatism -0,23 (LRI enlarged)



Figura 6. ORA intraoperatório demonstrando redução do astigmatismo refracional após alargamento da LRI

da espessura) ou com femto. Tem a vantagem do maior poder de correção astigmática, porém podem causar astigmatismo irregular, hipercorreção tardia progressiva (após vários anos), maior desconforto ocular e risco de perfuração. São assim, pouco utilizadas atualmente durante a faco de olhos virgens. Sua utilização é reservada para os astigmatismos consecutivos ao transplante de córnea lamelar ou penetrante (Figuras 7 e 8). Nos lamelares deve-se ter cuidado para evitar hipercorreções, que são frequentes.

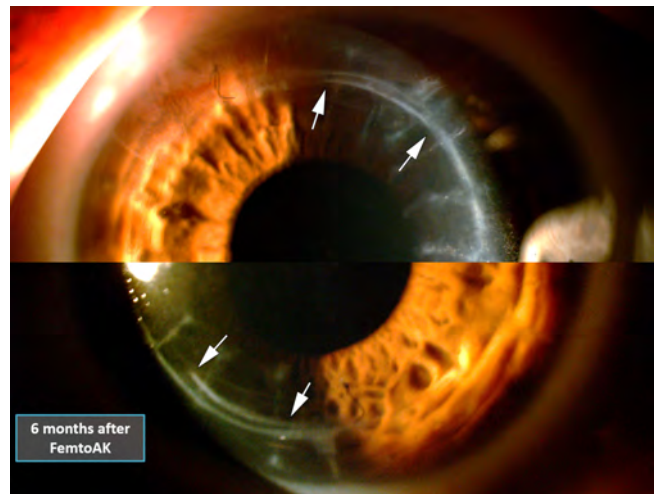


Figura 7. Aspecto biomicroscópico após 6 meses de Femto-AK para alto astigmatismo após DALK para ectasia consecutiva a ceratotomia radial. Note o arco incisional de 40 graus superior e inferior (início e término das setas).

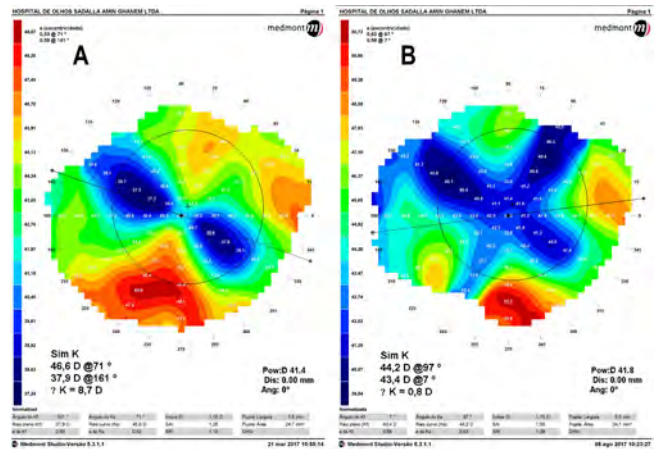


Figura 8. Topografias pré (A) e pós-operatórias (B) do mesmo caso demonstrando redução de 8 D no astigmatismo. Observe-se a mudança mínima da ceratometria central (power) devido ao efeito coupling.

REFERÊNCIAS

- Ghanem RC, Azar DT. Astigmatism and Cataract Surgery. Albert and Jakobiec's Ophthalmology, 3rd Edition. 2008
- Kawano H, Uesugi Y, Nakayasu K, Kanai A. Long-term follow-up for bullous keratopathy after sato-type anterior-posterior corneal refractive surgery. Am J Ophthalmol 2003; 136(6): 1154-5.
- Carvalho MJ, Suzuki SH, Freitas LL, Branco BC, Schor P, Lima AL. Limbal relaxing incisions to correct corneal astigmatism during phacoemulsification J Refract Surg 2007; 23(5): 499-504.
- Müller-Jensen K, Fischer P, Siepe U. Limbal relaxing incisions to correct astigmatism in clear corneal cataract surgery. J Refract Surg 1999; 15(5): 586-9.
- Lam DK, Chow VW, Ye C, Ng PK, Wang Z, Jhanji V. Comparative evaluation of aspheric toric intraocular lens implantation and limbal relaxing incisions in eyes with cataracts and <3 dioptres of astigmatism. Br J Ophthalmol 2016; 100(2): 258-62.
- Ho JD, Tsai CY, Liou SW. Accuracy of corneal astigmatism estimation by neglecting the posterior corneal surface measurement. Am J Ophthalmol 2009; 147(5): 788-95.
- Koch DD, Ali SF, Weikert MP, Shirayama M, Jenkins R, Wang L. Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism. J Cataract Refract Surg 2012; 38(12): 2080-7.
- Ferreira TB, Ribeiro P, Ribeiro FJ, O'Neill JG. Comparison of astigmatic

- prediction errors associated with new calculation methods for toric intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* 2017; 43(3): 340-7.
9. Price FW Jr, Grene RB, Marks RG, Gonzales JS. Arcuate transverse keratotomy for astigmatism followed by subsequent radial or transverse keratotomy. ARC-T Study Group. Astigmatism Reduction Clinical Trial. *J Refract Surg* 1996.

PRELEX: presbyopic Lens Exchange

Fernando Vaz
Hospital de Braga, Portugal

NO PRINCÍPIO ERA O VERBO...

A cirurgia do cristalino é hoje mais do que uma cirurgia de reparação da acuidade visual. Por força do avanço tecnológico que permite ter uma cirurgia segura, com taxas de complicações em cirurgias experientes bem inferiores a 1%, da previsibilidade do cálculo das lentes que são implantadas e da capacidade destas para corrigirem todas as ametropias. Assim, a cirurgia do cristalino é cada vez mais encarada como um procedimento refrativo.

A extração do cristalino transparente estava, no final do século passado, reservada para as grandes ametropias, estando associada nos altos míopes a um aumento da incidência de descolamento de retina^{1,2}.

Com o aparecimento das lentes multifocais deu-se uma mudança de paradigma e começa-se a indicar a extração de cristalino transparente em doentes com presbiopia associada à ametropia³, nos hipermétropes a partir dos cinquenta anos e nos míopes a partir dos cinquenta e cinco anos.

Hoje está disponível de uma plêiade de lentes multifocais (bifocais, trifocais, foco alongado) e tóricas que permitem corrigir de forma satisfatória a presbiopia em todos os doentes que o desejem⁴⁻⁸, e que possam ser submetidos à cirurgia. Como consequência deste avanço operam-se hoje doentes cada vez mais jovens e com erros refrativos menores. Nos E.U.A., pela necessidade das seguradoras participarem as cirurgias e por uma questão de marketing, surgiram dois conceitos: o DLS⁹ e o PRELEX.

O DLS (*Dysfunctional Lens Syndrome*) foi assim denominado pela primeira vez por George Waring IV. De acordo com este autor o doente com DLS apresenta sintomas semelhantes a uma catarata sem evidência da mesma.

A escolha do nome DLS decorre do facto de o síndrome apresentar sinais e sintomas de um cristalino que, de forma progressiva, se tornou disfuncional com degradação da qualidade visual. Caracteriza-se pela perda de transparência do cristalino, pela incapacidade para acomodar da qual decorre a presbiopia e da alteração do perfil aberrométrico com aumento da aberração esférica e do coma.

A presbiopia é a incapacidade progressiva e irreversível para acomodar que, tal como a perda de transparência do cristalino, todos a população irá desenvolver com a idade. Assim, como defende George Waring IV, toda a população irá apresentar DLS no decurso da vida.

Foram desenvolvidos diferentes métodos de diagnóstico que evidenciam o síndrome e avaliada a sua correlação com a acuidade visual e a facodinâmica¹⁰, tais como a densitometria do cristalino avaliada por câmara de Scheimpflug¹¹⁻¹² ou a aberrometria por sistema de *ray-tracing* como o iTrace Visual Function Analyzer (Tracey Technologies, Houston, TX)¹³.

Estas alterações são corrigidas pela cirurgia refrativa do cristalino. O PRELEX, assim chamado pela primeira vez em 2002 por R. Bruce Wallace III¹⁴, apresentado como um conceito no tratamento da presbiopia que enfatiza o facto de no

procedimento se combinar uma cuidadosa biometria, com controlo do astigmatismo com uma cirurgia segura e previsível e com constante análise dos *outcomes* para melhorar os resultados. O conceito PRELEX no longo prazo levaria, segundo o autor, os cirurgiões a melhorar os seus resultados, com melhores taxas de satisfação dos doentes, tornando o procedimento cada vez mais popular.

O PRELEX é a melhor opção cirúrgica para a correção da presbiopia já que é a única que intervém na principal causa para a perda da acomodação (o envelhecimento do cristalino) e permite obter um resultado estável e definitivo. Os procedimentos para correção de presbiopia na córnea (PresbiLASIK ou implantes Intracorneanos) têm uma eficácia limitada no tempo e podem comprometer a possibilidade futura de implante de lentes multifocais. Pelo contrário no PRELEX além do resultado ser definitivo apenas se está a antecipar uma cirurgia que seria inevitável a longo prazo já que o cristalino iria acabar por opacificar.

Para o sucesso desta cirurgia contribui de forma decisiva a perfeita conjugação de quatro fatores:

- a. Precisão do cálculo da lente a implantar
- b. Cirurgia perfeita
- c. Controlo do astigmatismo
- d. Avaliação pré-operatória exaustiva, com criteriosa seleção do doente com respeito pelos critérios de inclusão.

Sendo os três primeiros tópicos abordados noutros capítulos, este capítulo debruçar-se-á sobre a seleção do doente.

PRELEX. DURA LEX SED LEX

A seleção dos doentes é um passo fundamental para o sucesso do PRELEX (Tabela 1). Apesar do procedimento cirúrgico ser idêntico a abordagem do cirurgião não pode ser a mesma na cirurgia de catarata e no PRELEX. Aqui está-se perante uma cirurgia eletiva motivada pela busca de maior qualidade de vida do doente, pelo que não deve ser realizada sempre que existam condições que possam comprometer a segurança, a qualidade visual no pós-operatório e a satisfação do doente.

Desde logo é essencial informar o doente sobre o resultado expectável para o procedimento. É o primeiro passo para evitar mal entendidos e doentes insatisfeitos. Tendo sempre presente a máxima "*underpromise and overdeliver*" deve o doente ser advertido da possível perda de sensibilidade ao contraste bem como fenómenos fóticos após a cirurgia, que no entanto são toleráveis para a maioria daqueles que se submetem à cirurgia. É importante conhecer o estilo de vida do doente: as suas necessidades profissionais, os seus *hobbies* e outras atividades diárias podem condicionar a escolha da lente a implantar ou, no limite, contraindicar a cirurgia. Também a sua personalidade que será determinante para a sua capacidade de neuro-adaptação em casos de disforias, halos e *glare* no pós-operatório, deve ser considerada. Devem-se excluir doentes com expectativas irrealistas e aqueles com personalidade hiper-crítica.

Tabela 1 – Características para escolha do Doente Ideal

Positivas	
•	Bastante motivado para independência de óculos
•	Personalidade tranquila com atitude positiva
•	Aceita compromisso de pequena perda de contraste e visão para longe pela independência dos óculos
•	Aceita que não é um procedimento com resultado garantido
•	A leitura é a principal tarefa na visão de perto
•	Hipermetropia moderada ou alta
Negativas	
•	Personalidade hipercrítica com expectativa irrealista
•	Valoriza visão perfeita
•	Valoriza visão na condução noturna
•	Baixo míope

Em relação à idade do doente deve-se ter em consideração o seu erro refrativo. O doente hipermetrope tem um maior e mais precoce comprometimento da acuidade visual para perto e um menor risco de complicações pós-operatórias no segmento posterior do olho. Assim pode haver indicação

para realizar PRELEX em hipermetropes acima dos 45 anos de idade devendo o procedimento ser reservado nos míopes acima dos 50 anos de idade¹⁵.

Algumas comorbilidades clínicas devem ser tidas em consideração seja na escolha da lente a implantar seja na exclusão do doente. No glaucoma estão de alguma forma comprometidas a sensibilidade ao contraste e a visão mesópica pelo que constitui uma contra-indicação para o PRELEX¹⁶⁻¹⁷. Também as maculopatias diabética, miópica ou relacionada com a idade constituem fator de exclusão para a cirurgia. É importante também excluir toda a patologia de retina que aumente o risco de complicações no pós-operatório pelo que é obrigatória a realização de um exame da periferia da retina bem como um OCT da retina e nervo óptico (Figura 1).

O controlo do astigmatismo é vital para o resultado obtido com o implante de uma lente multifocal sendo aceite que não são tolerados pelos doentes astigmatismos residuais superiores a 0.50D¹⁸. Assim para além da possibilidade de recorrer a lentes tóricas a avaliação da córnea é fundamental. Deve-se determinar o astigmatismo a corrigir e a sua regularidade, e determinar se pode o doente ser submetido a correção de astigmatismo residual com laser excimer. Deve igualmente ser avaliado o perfil aberrométrico da córnea e despidadas elevações de aberrações de alta ordem, especialmente como a que se associa ao queratocone.

Há estudos que referem que valores de coma acima de 0.32 podem resultar em disfotópia intolerável na presença de uma lente multifocal¹⁹. Também por isso, e apesar de alguns autores reportarem bons resultados no implante de lentes multifocais em doentes com formas frustes de queratocone, esta patologia constitui contra-indicação para PRELEX quer pela maior possibilidade de erros na biometria quer pelo comprometimento da qualidade visual e intolerância aos fenómenos fóticos.

A asfericidade influencia o resultado refrativo após o implante de lentes intra-oculares e deve ser tida em consideração nas

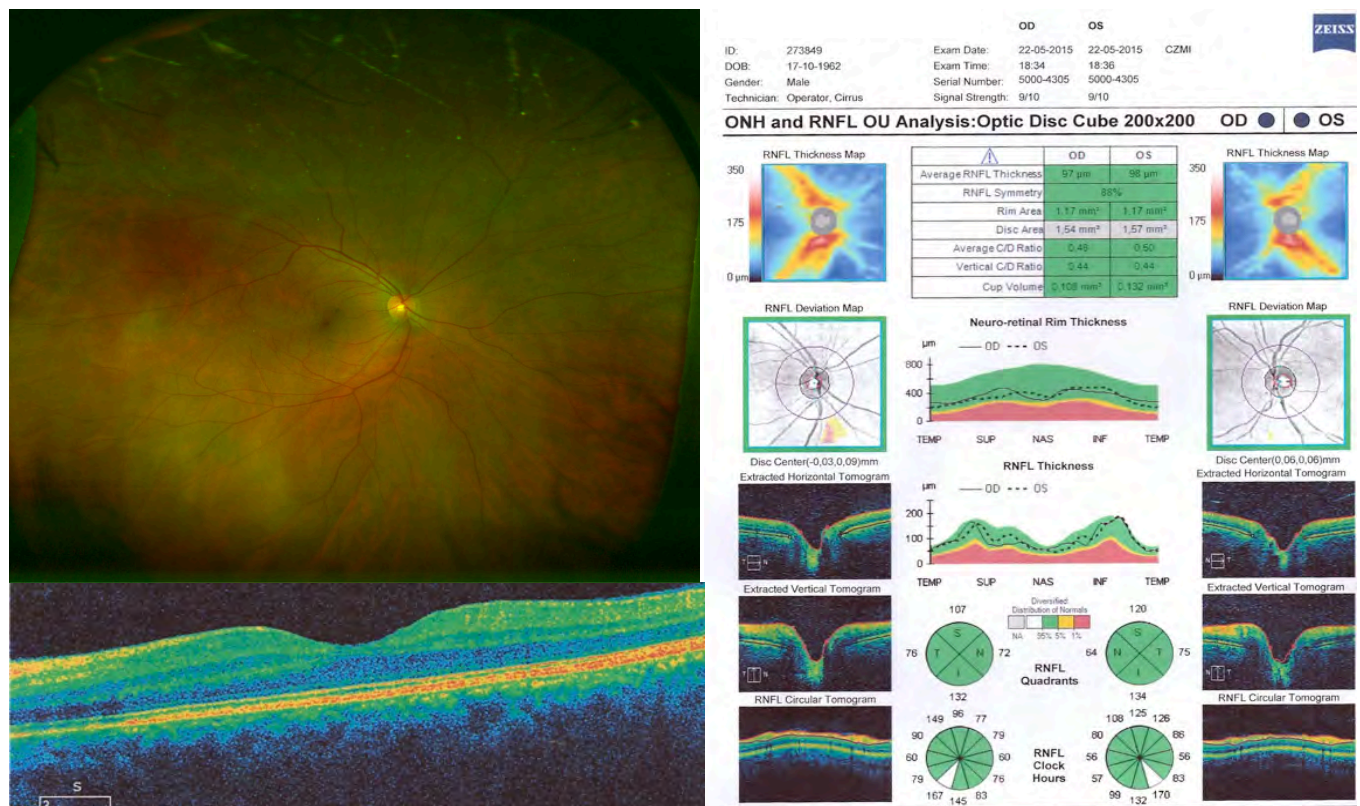


Figura 1 – Avaliação da Retina e Nervo Óptico

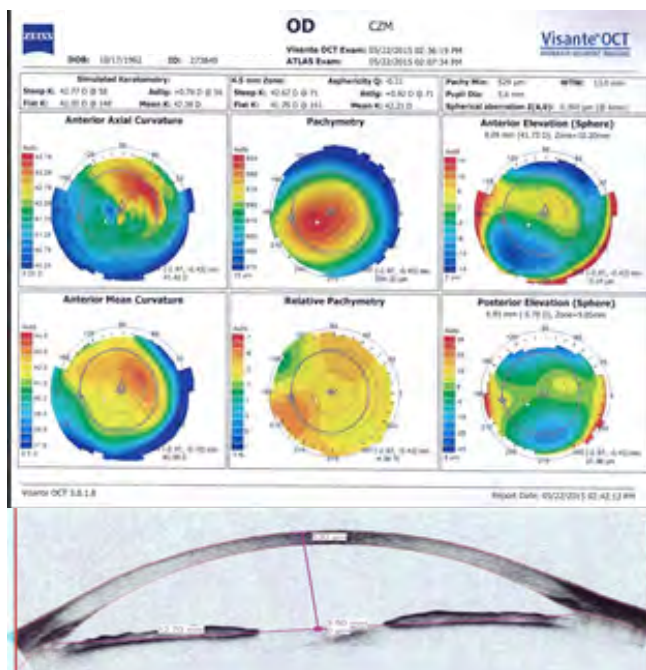


Figura 2 – Avaliação do Segmento Anterior

fórmulas que se utilizam para selecionar as lentes, sendo este factor mais relevante nos doentes já submetidos a cirurgia refractiva na córnea²⁰⁻²¹. Sabe-se também que os valores ideais de asfericidade oscilam entre $Q=-0.15$ e $Q=-0.45$ ²² pelo que se deve ter este facto em conta na avaliação pré-operatória e na escolha da lente a implantar.

Nos doentes com Distrofia de Fuchs a qualidade visual está comprometida especialmente em condições de baixa iluminação e *glare*²³. Por outro lado existe um risco acrescido de descompensação endotelial após a cirurgia neste grupo de doentes. Assim deve ser esta patologia despistada no estudo pré-operatório com a realização de biomicroscopia especular e está contra-indicada a realização de PRELEX neste grupo de doentes.

O olho seco é um fator importante na avaliação pré-operatória. Uma boa superfície ocular tem um papel chave no resultado da cirurgia e o olho seco é, com o erro refrativo residual, a principal causa de insatisfação do doente após o PRELEX. O filme lacrimal constitui o primeiro plano refrativo do olho pelo que as suas irregularidades interferem na qualidade visual dos doentes. Assim a identificação e categorização do olho seco é obrigatória na consulta pré-operatória e deve ser tratada antes da cirurgia.

Doentes com pupilas maiores, além de estarem relacionadas com um pior desempenho da acuidade visual para perto²⁴ têm um risco aumentado de *glare* após a cirurgia o que pode variar com o tipo de lente, sendo as lentes difrativas apodizadas as mais dependentes do diâmetro pupilar. De qualquer forma, e mesmo tendo em consideração que o tamanho da pupila pode ser alterado pela cirurgia, o diâmetro pupilar deve ser avaliado e tido em consideração na avaliação pré-operatória e pupilas em condições mesópicas maiores que 6.5mm não devem ser consideradas para PRELEX²⁵.

Existe uma correlação como o desvio entre o eixo visual e o eixo pupilar (ângulo kappa) e os fenómenos fóticos²⁶ e o aumento de aberrações de alta ordem coma²⁷⁻²⁸. Como tal deve fazer parte do estudo pré-operatório a avaliação do ângulo kappa, habitualmente aumentado em doentes com hipermetropia, não se recomendando o implante de lentes com desvio superior a 4°.

A cirurgia refractiva na córnea é um procedimento seguro com bons resultados refrativos podendo corrigir miopia, astigmatismo ou hipermetropia. Os doentes submetidos a esta cirurgia, quando se tornam presbíopes, mantêm a mesma motivação de independência dos óculos que os levou no passado a serem operados, pelo que procuram também a correção da presbiopia. Como referido anteriormente são fatores condicionantes da indicação para PRELEX condições da córnea como a sua curvatura, asfericidade, aberração esféricas e coma. Estes parâmetros são alterados com a cirurgia refractiva na córnea²⁹⁻³⁰ pelo que, para além da dificuldade acrescida no correto cálculo da potência da lente a implantar, podem ser contra-indicação para a cirurgia.

A Queratotomia Radiária prévia constitui sempre contra-indicação para o implante de lente multifocal pela irregularidade topográfica da córnea. Ao contrário, o LASIK após baixas miopias não é, em regra, impeditivo do implante de lente multifocal, desde que respeitados os parâmetros de asfericidade e aberrometria antes discutidos³¹.

O implante de lentes multifocais asféricas permite obter melhor acuidade visual em condições de *glare* e mesópicas em doentes submetidos previamente a LASIK para correção de miopia por apresentarem uma aberração esférica negativa que compensa a aberração positiva induzida na córnea pela cirurgia prévia³².

O LASIK para correção de hipermetropia induz aberração esférica negativa e aumenta o coma, obtendo-se uma córnea hiperprolata com valores mais negativos da asfericidade. Assim, nos olhos submetidos a correção de hipermetropia por LASIK, a opção por uma lente multifocal esférica terá vantagem por forma a compensar a asfericidade da córnea³³. Nestes casos há um maior risco de surpresa refrativa por erros de biometria e existe a possibilidade de um acréscimo de perda de sensibilidade ao contraste.

IMPLANTE MONOFOCAL E MIX AND MATCH

O implante monofocal, apesar da maior dificuldade na neuroadaptação decorrente da diferente qualidade das imagens percebidas por ambos os olhos é hoje aceitável na cirurgia de cataratas pela maior independência de óculos e capacidade funcional que proporciona. Já no PRELEX o implante monofocal não faz qualquer sentido.

O implante de lentes multifocais diferentes (*mix and match*) que visa proporcionar o melhor de ambas as lentes ao doente é defendido por alguns autores, pela teórica melhor qualidade visual que as lentes de foco prolongado proporcionam e pela melhor visão para perto das lentes bifocais ou trifocais³⁴. Os críticos desta opção referem a dificuldade em definir a dominância de um dos olhos e os resultados satisfatórios que obtêm com a atual geração de lentes trifocais, superiores aos conseguidos com *mix and match*.

NEUROADAPTAÇÃO

A difração da luz causada pelo desenho óptico das lentes multifocais induz diferentes pontos focais pelo que o cérebro recebe em simultâneo diferentes imagens que têm de ser processadas para focar objetos a diferentes distâncias³⁵. Esta mudança abrupta em relação à função visual que o doente tinha antes da cirurgia, em que tinha um ponto focal que mudava, com a acomodação, para se adaptar à distância a que estava o objeto é que torna necessária a neuroadaptação, para que o cérebro use de forma adequada as diferentes imagens que lhe são fornecidas pelas lentes multifocais. A falência da neuroadaptação pode causar confusão, imagem desfocada, *glare* e a sensação de má visão.

A neuroadaptação é um processo adquirido através do qual

o cérebro aprende a corrigir a imagem de forma a que a percepção final seja tão real quanto possível. Este processo foi evidenciado num estudo em que se demonstrou a associação entre as queixas subjetivas dos doentes e os resultados de ressonâncias magnéticas funcionais a que foram submetidos³⁶. Na maior parte dos casos este processo decorre num período mínimo de três meses até à redução significativa dos fenómenos fóticos até que um ano depois da cirurgia se consegue a melhor adaptação possível³⁷.

DOENTE INSATISFEITO

A taxa de satisfação dos doentes submetidos a PRELEX é bastante elevada. Os principais fatores de insatisfação são a visão desfocada (em 95% dos casos de doentes insatisfeitos) e os fenómenos fóticos (em cerca de 40% dos casos)³⁸⁻³⁹. Associados a estes sintomas temos como causas principais a ametropia residual, a opacificação da cápsula posterior, olho seco, pupilas grandes e alterações aberrométricas. De igual modo há uma correlação entre as elevadas taxas de satisfação e o baixo astigmatismo, a boa acuidade visual, baixa percepção de halos e *glare* e a independência dos óculos²⁵. A visão desfocada, sendo o principal fator de insatisfação, pode na maioria dos casos ser resolvida. A ametropia é a principal causa e na maioria dos casos resulta de um astigmatismo residual, seja porque não foi implantada uma lente tórica ou porque esta não foi implantada no eixo correto ou porque houve um erro no cálculo da lente a implantar. Exceto nos casos em que a solução passa por rodar a lente deve ser considerada a opção de correção de todo o astigmatismo superior a 0.50D através de laser excimer. Esta é uma das razões da importância na avaliação pré-operatória da córnea uma vez que tem sempre que haver a possibilidade de recorrer ao laser para corrigir os erros refrativos residuais. De igual modo deve todo o cirurgião que implante lentes multifocais ter acesso ao laser excimer. A opção por PRK ou LASIK deve ser avaliada e o olho seco é fator importante nesta decisão.

A segunda causa mais importante de visão desfocada e fenómenos fóticos é a opacificação da cápsula posterior. A capsulotomia com YAG laser deve ser considerada sempre que o doente tenha queixas de perda de acuidade visual, mas deve ser reservada após se terem excluído outras causas para essa queixa uma vez que nunca se pode excluir a necessidade, rara, de ter de explantar a lente. Em doentes com lentes multifocais a opacidade da cápsula tem um impacto maior na acuidade visual além de que essa opacidade pode condicionar pequenos astigmatismos que também contribuem para a visão desfocada⁴⁰. Em relação aos fenómenos fóticos estes estão na maior parte dos casos relacionados com a pupila, a centragem da lente e a personalidade do doente²⁵ e são mais frequentes nos doentes com lentes multifocais por comparação com doentes com lentes monofocais. Devem ser todos os doentes informados antes da cirurgia da possibilidade da sua ocorrência e que na maioria dos casos com o tempo, pelo processo de neuro-adaptação, as queixas deverão desaparecer. Deve de novo ser avaliada a pupila, a centragem da lente e o ângulo kappa por forma a excluir como causa das queixas do doente uma má indicação cirúrgica.

O olho seco além de ser também causa de alteração da acuidade visual pode causar desconforto e, é motivo frequente de insatisfação do doente, e pode ser exacerbado pela cirurgia, seja pelas incisões seja pela medicação tópica no pós-operatório⁴¹. Nestes doentes é importante a avaliação da causa do olho seco por forma a minimizar o seu impacto na qualidade de visão e no bem estar do doente.

Do mesmo modo que o implante não deve ser decidido com

ligeireza o explante da lente multifocal deve ser considerado como a última fronteira. Devem ser excluídas e corrigidas todas as causas de insatisfação do doente antes de se avançar para o explante da lente⁴². É sempre que o doente recorra a um segundo cirurgião deverá este contactar o primeiro para melhor perceber a causa de insatisfação do doente.

PRELEX É CIRURGIA REFRACTIVA

Como se referiu no início a cirurgia do cristalino é hoje um procedimento seguro com uma taxa de complicações intra-operatórias muito baixa. Mas a atitude do cirurgião no PRELEX não pode nem deve ser a mesma que perante um doente com catarata. Da mesma forma que deve estar sempre presente a diferença entre cirurgia refrativa do cristalino e cirurgia de catarata para reparação funcional da visão.

O PRELEX é um procedimento seguro e eficaz na correção da presbiopia com uma elevada taxa de satisfação dos doentes e de independência de óculos sendo crucial o respeito dos critérios de inclusão e exclusão cirúrgica. As complicações e a insatisfação dos doentes, sendo incomuns, podem ser resolvidas com sucesso e corrigidas com o adequado conhecimento das alternativas ao dispor do cirurgião.

Há evidência científica de que os ganhos na acuidade visual para perto compensam a redução na sensibilidade ao contraste e no risco de fenómenos fóticos nos doentes que aspiram a uma independência de óculos. Assim o PRELEX é uma alternativa válida para benefício de todos os doentes que tenham o desejo de uma independência de óculos e que possam ser submetidos à cirurgia. A cuidada e criteriosa avaliação pré-operatória é fundamental uma vez que a correta seleção dos doentes, aliada à informação e gestão das suas expectativas, é um fator chave no sucesso do procedimento.

REFERÊNCIAS

1. Barraquer C, Cavalier C, Mejia LF. Incidence of retinal detachment following clear lens extraction in myopic patients. Retrospective analysis. Arch Ophthalmol 1994; 112(3): 336-9.
2. Colin J, Robinet A, Cochener B. Retinal detachment after clear lens extraction for high myopia. Ophthalmology 1999; 106: 2281-5.
3. Rosen E, Alió JL, Dick HB, Dell S, Slade S. Efficacy and safety of multifocal intraocular lenses following cataract and refractive lens exchange: Metaanalysis of peer reviewed publications. Cataract Refract Surg 2016; 42: 310-28.
4. Alió JL, Plaza-Puche AB, Montalban R, Ortega P. Near visual outcomes with single-optic and dual-optic accommodating intraocular lenses. J Cataract Refract Surg 2012; 38: 1568-75.
5. Hoffer KJ, Savini G. Multifocal intraocular lenses: historical perspective. In: Alió JL, Pikkel J, eds, Multifocal Intraocular Lenses: The Art and the Practice. Cham, Switzerland, Springer International 2014; 5-28.
6. Kohner T, Allen D, Boureau C, Dublineau P, Hartmann C, Mehdorn E, Rozot P, Tassinari G. European multicenter study of the AcrySof ReSTOR apodized diffractive intraocular lens. Ophthalmology 2006; 113(4): 584.
7. de Vries NE, Webers CAB, Verbakel F, de Brabander J, Berendschot TT, Cheng YYY, Doors M, Nuijts RMMA. Visual outcome and patient satisfaction after multifocal intraocular lens implantation: Aspheric versus spherical design. J Cataract Refract Surg 2010; 36: 1897-904.
8. Alfonso JF, Fernández-Vega L, Orti S, Ferrer-Blasco T, Montés-Micò R. Refractive and visual results after implantation of the AcrySof ReSTOR IOL in high and low hyperopic eyes. Eur J Ophthalmol 2009; 19(5): 748-53.
9. Waring IV, GO. Diagnosis and Treatment of Dysfunctional Lens Syndrome. Cataract & Refractive Surgery Today March 2013. <http://>

- crstoday.com/2013/03/diagnosis-and-treatment-of-dysfunctional-lens-syndrome/
10. Faria-Correia F, Ramos I, Monteiro T, Franqueira N, Ambrósio R Jr. Correlations of Objective Metrics for Quantifying Dysfunctional Lens Syndrome With Visual Acuity and Phacodynamics. *J Refract Surg* 2017; 33(2): 70-83.
 11. Faria-Correia F, Lopes BT, Ramos IC, Monteiro T, Franqueira N, Ambrósio R Jr. Application of different Scheimpflug-based lens densitometry methods in phacodynamics prediction. *Clin Ophthalmol* 2016; 10: 609-15.
 12. Kim JS, Chung SH, Joo CK. Clinical application of a Scheimpflug system for lens density measurements in phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 1204-9.
 13. Faria-Correia F, Lopes B, Monteiro T, Franqueira N, Ambrósio R Jr. Scheimpflug lens densitometry and ocular wavefront aberrations in patients with mild nuclear cataract. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42: 405-11.
 14. Wallace III RB. Presbyopic Lens Exchange, Cataract and Refractive Surgery Today 2002: 9.
 15. Schallhorn SC, Schallhorn JM, Pelouskova M, Venter JA, Hettinger KA, Hannan SJ, Teenan D. Refractive lens exchange in younger and older presbyopes: comparison of complication rates, 3 months clinical and patient-reported outcomes. *Clin Ophthalmol* 2017; 11: 1569-81.
 16. Mesci C, Erbil H, Ozdoker L, Karakurt Y, Bilge AD. Visual acuity and contrast sensitivity function after accommodative and multifocal intraocular lens implantation. *Eur J Ophthalmol* 2010; 20(1): 90-100.
 17. Kumar BV, Phillips RP, Prasad S. Multifocal intraocular lenses in the setting of glaucoma. *Curr Opin Ophthalmol* 2007; 18(1): 62-6.
 18. Villegas E, Alcón E, Artal P. Minimum amount of astigmatism that should be corrected. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40(1): 13-9.
 19. Visser N, Nuijts RM, de Vries NE, Bauer NJ. Visual outcomes and patient satisfaction after cataract surgery with toric multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(11): 2034-42.
 20. Savini G, Hoffer K, Barboni P. Influence of corneal asphericity on the refractive outcome of intraocular lens implantation in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41 (4): 785-9.
 21. Savini G, Hoffer KJ, Barboni P, Sachiano Lomoriello D, Ducoli P. Corneal Asphericity and IOL Power Calculation in Eyes With Aspherical IOLs. *J Refract Surg* 2017; 33(7): 476-81.
 22. Jiménez JR, Alarcón A, Anera RG, Jiménez Del Barco L. Q-optimized Algorithms: Theoretical Analysis of Factors Influencing Visual Quality After Myopic Corneal Refractive Surgery. *J Refract Surg* 2016; 32(9): 612-7.
 23. Watanabe S, Oje Y, Fujimoto H, Koh S, Tsujikawa M, Maeda N, Nishida K. Relationship between Corneal Guttae and Quality of Vision in Patients with Mild Fuchs' Endothelial Corneal Dystrophy. *Ophthalmology* 2015; 122(10): 2103-9.
 24. Alfonso JF, Fernández-Vega L, Baamonde MB, Montés-Micó R. Correlation of pupil size with visual acuity and contrast sensitivity after implantation of an apodized diffractive intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33(3): 430-8.
 25. de Vries NE, Webers CA, Touwslager WR, Bauer NJ, de Brabander J, Berendschot TT, Nuijts RM. Dissatisfaction after implantation of multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(5): 859-65.
 26. Prakash G, Agarwal A, Prakash DR, Kumar DA, Agarwal A, Jacob S. Role of angle kappa in patient dissatisfaction with refractive-design multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(9): 1739-40.
 27. Espinosa J, Mas D, Kasprzak HT. Corneal primary aberrations compensation by oblique light incidence. *J Biomed Opt* 2009; 14(4): 044003.
 28. Tabernero J, Benito A, Alcón E, Artal P. Mechanism of compensation of aberrations in the human eye. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2007; 24(10): 3274-83.
 29. Bottos KM, Leite MT, Aventura-Isidro M, Bernabe-Ko J, Wongpitoonpiya N, Ong-Camara NH, Purcell TL, Schanzlin DJ. Corneal asphericity and spherical aberration after refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(6): 1109-15.
 30. Kohnen T, Mahmoud K, Bühren J. Comparison of corneal higher-order aberrations induced by myopic and hyperopic LASIK. *Ophthalmology* 2005; 112: 1692-8.
 31. Vrijman V, van der Linden JW, van der Meulen I, Mourits M, Lapid-Gortzak R. Multifocal intraocular lens implantation after previous corneal refractive laser surgery for myopia. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43(7): 909-14.
 32. Alfonso JF, Fernández-Vega L, Baamonde B, Madrid-Costa D, Montés-Micó R. Refractive lens exchange with spherical diffractive intraocular lens implantation after hyperopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(10): 1744-50.
 33. Alfonso JF, Fernández-Vega L, Baamonde B, Madrid-Costa D, Montés-Micó R. Visual quality after diffractive intraocular lens implantation in eyes with previous hyperopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(6): 1090-6.
 34. Bilbao-Calabuig R, Gonzalez-Lopez F, Amparo F, Alvarez G, Patel SR, Llovet-Osuna F. Comparison between mix-and-match implantation of biofocal intraocular lenses and bilateral implantation of trifocal intraocular lenses. *J Refract Surg* 2016; 32(10): 659-63.
 35. Davison JA, Simpson MJ. History and development of the apodized diffractive intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32(5): 849-58.
 36. Rosa AM, Miranda AC, Patricio M, McAlinden C, Silva FL, Murta JN, Castelo-Branco M. Functional Magnetic Resonance Imaging to Assess the Neurobehavioral Impact of Dysphotopsia with Multifocal Intraocular Lenses. *Ophthalmology* 2017; 124(9): 1280-9.
 37. Kaymak H, Fahle M, Ott G, Mester U. Intraindividual comparison of the effect of training on visual performance with ReSTOR and Tecnis diffractive multifocal IOLs. *J Refract Surg* 2008; 24(3): 287-93.
 38. Woodward MA, Randleman JB, Stulting RD. Dissatisfaction after multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg*. 2009; 35(6): 992-7.
 39. Mester U, Vaterrodt T, Goes F, Huetz W, Neuhann I, Schmickler S, Szurman P, Gekeler K. Impact of personality characteristics on patient satisfaction after multifocal intraocular lens implantation: results from the "happy patient study". *J Refract Surg* 2014; 30(10): 674-8.
 40. Shah VC, Russo C, Cannon R, Davidson R, Taravella MJ. Incidence of Nd:YAG capsulotomy after implantation of AcrySof multifocal and monofocal intraocular lenses: A case controlled study. *J Refract Surg*. 2010; 26(8): 565-8.
 41. Li XM, Hu L, Hu J, Wang W. Investigation of dry eye disease and analysis of the pathogenic factors in patients after cataract surgery. *Cornea* 2007; 26(9 Suppl 1): S16-20.
 42. Kamiya K, Shimizu K, Negishi K, Sato M, Bissen-Miyajima H, Survey Working Group of the Japanese Society of Cataract and Refractive Surgery. Multifocal Intraocular Lens Explantation: A Case Series of 50 Eyes. *Am J Ophthalmol* 2014; 158(2): 215-20. Kamiya K, Shimizu K, Negishi K, Sato M, Bissen-Miyajima H; Multifocal Intraocular Lens Explantation: A Case Series of 50 Eyes. *Am J Ophthalmol*. 2014 Aug; 158(2): 215-220.

Processo de decisão terapêutica na cirurgia no plano do cristalino para tratamento da presbiopia

Luís Cardoso

Instituto de Microcirurgia Ocular, Lisboa, Portugal

INTRODUÇÃO

A facoemulsificação do cristalino com implante de lente intraocular multifocal tem vindo a tornar-se nos últimos anos o procedimento de eleição para o tratamento cirúrgico da presbiopia. Este facto deve-se ao desenvolvimento das técnicas e equipamentos utilizados na cirurgia de catarata, tornando esta cirurgia extremamente segura e previsível; e ao desenvolvimento e evolução das lentes intraoculares multifocais possibilitando ao cirurgião a escolha da lente mais adequada às necessidades do seu doente com um compromisso mínimo da qualidade visual^{1,2}. As lentes intraoculares multifocais evoluíram da bifocalidade para a trifocalidade² com o objectivo de melhorar a visão intermédia, e mais recentemente para as lentes de profundidade de foco estendido^{3,4} (*Extended Depth Of Focus – EDOF*), que constituem uma alternativa para os doentes menos tolerantes aos fenómenos fóticos, mais exigentes com a visão intermédia, e menos exigentes com a visão de perto. A designação de lente multifocal usada neste capítulo engloba as lentes bifocais, trifocais e as lentes de profundidade de foco estendido.

Outras opções terapêuticas no plano do cristalino são a implantação de lentes intraoculares acomodativas ou a implantação de lentes intraoculares monofocais com recurso à monovisão. As primeiras têm a vantagem, relativamente às lentes multifocais, de menor redução da sensibilidade ao contraste, menos *glare* e menos halos. No entanto a sua real capacidade acomodativa é bastante limitada^{5,6} sendo por isso pouco utilizadas, pelo que não vão ser consideradas neste Capítulo no processo de decisão.

A segunda opção, a monovisão, pode conduzir a excelentes resultados⁷, tendo no entanto a desvantagem da perda de estereopsia. A tolerância à anisometropia deve ser testada⁸ previamente e o doente esclarecido quanto às suas implicações. É unanimemente aceite que é necessária a implantação bilateral de uma lente multifocal para obter o máximo benefício funcional⁹. Nem todas as lentes são indicadas para todos os doentes e, independentemente da lente escolhida, existe sempre um compromisso entre as suas vantagens e os seus inconvenientes^{9,10}. É muito importante que as vantagens e os inconvenientes sejam explicados e que o doente os entenda. A decisão de implantar uma lente intraocular multifocal para tratamento da presbiopia envolve a avaliação de diversos parâmetros subjetivos e objectivos¹¹ que irão ser analisados com mais detalhe seguidamente. A motivação do doente, personalidade, expectativa, necessidades visuais, profissão e estilo de vida são fatores da máxima importância a ter em conta, assim como a ausência de patologia ocular.

DECISÃO EM FUNÇÃO DO PERFIL PSICOLÓGICO, ESTILO DE VIDA E NECESSIDADES VISUAIS

Na Tabela I encontram-se resumidas as características dos

doentes quanto à motivação, personalidade, expectativa, necessidades visuais e estilo de vida, que são favoráveis ou desfavoráveis à satisfação após implantação de uma lente intraocular multifocal.

Tabela I – Características dos doentes que favorecem ou desfavorecem a satisfação após implantação de uma lente intraocular multifocal.

	Favorável	Desfavorável
Motivação	Elevada	Baixa
Personalidade	Tipo B (otimista, descontraído)	Tipo A (ambicioso e perfeccionista)
Expectativa	Realista	Elevada
Necessidades visuais e estilo de vida (leitura, computador, condução)	Moderadas e em condições normais	Elevadas e em condições adversas

Motivação

É fundamental que o doente esteja motivado e deseje independência na utilização de óculos numa grande parte das tarefas a diferentes distâncias. Os doentes pouco motivados tendem a não valorizar os benefícios obtidos com a cirurgia e a valorizar os aspectos menos positivos das lentes multifocais.

Personalidade

Os indivíduos com personalidade de tipo A, ambiciosos e perfeccionistas, com a exigência de uma visão perfeita são de um modo geral maus candidatos. Os indivíduos com personalidade de tipo B, otimistas e descontraídos tendem a ficar satisfeitos com os resultados obtidos com a implantação de uma lente multifocal.

Expectativa

A avaliação da expectativa permite-nos aferir se o que o doente espera lhe pode ser dado pela cirurgia. As expectativas devem ser realistas e o doente deve ter a capacidade de entender as limitações de uma lente multifocal. Deve ser explicado ao doente que ao escolher uma lente multifocal a independência dos óculos não é completamente garantida, e que a sua escolha acarreta um compromisso nomeadamente na redução da sensibilidade ao contraste e na existência de fenómenos fóticos como halos e *glare*.

Estilo de vida / Necessidades visuais

O estilo de vida, profissão e necessidades visuais são fatores importantes a ter em conta na decisão de implantar uma lente multifocal.

Pilotos da aviação e condutores profissionais, em particular se conduzirem de noite não são bons candidatos devido à

possibilidade de fenômenos fóticos.

Consoante o doente ocupe uma grande parte do tempo na leitura, ou no computador, a lente escolhida pode ser uma multifocal ou trifocal, ou uma *EDOF*. No entanto se as exigências visuais forem elevadas em condições adversas o doente pode sentir dificuldades, independentemente do tipo de lente escolhida.

ERRO REFRACTIVO E IDADE

Os melhores candidatos para implantação de uma lente intraocular multifocal são os hipermetropes elevados ou moderados. A significativa dependência de óculos para perto e também para longe resulta habitualmente numa satisfação elevada com o resultado obtido.

Os doentes baixos míopes e emétopes são habitualmente maus candidatos para implantação de uma lente intraocular multifocal. Os primeiros geralmente ficam insatisfeitos com a visão de perto, enquanto que os emétopes referem frequentemente má qualidade visual a diferentes distâncias.

A implantação de uma lente intraocular multifocal é geralmente utilizada para tratamento da presbiopia a partir dos 50 anos; no entanto a idade não constitui um limite rígido. Na presença de ametropias elevadas, as lentes intraoculares multifocais podem ser usadas com sucesso em fases mais precoces da presbiopia.

A escolha do tipo de lente deverá ter também em conta que os doentes com mais idade tendem a valorizar mais a visão de perto em detrimento da meia-distância, enquanto que os doentes mais jovens preferem geralmente uma boa visão intermédia.

PATOLOGIA OCULAR

Córnea e superfície ocular

O sucesso de uma facoemulsificação do cristalino com implante de uma lente intraocular multifocal implica geralmente um olho saudável.

Uma superfície ocular saudável, sem disfunção das glândulas de meibomius é um fator importante para o sucesso da cirurgia. A patologia da superfície ocular altera a qualidade óptica do olho humano¹² reduzindo a sensibilidade ao contraste e comprometendo a *performance* visual das lentes multifocais; também reduz a precisão das medições pré-operatórias, aumentando a probabilidade de ametropias residuais as quais comprometem também um bom resultado funcional.

A avaliação da superfície ocular deve ser feita pela observação clínica e testes de Shirmer e tempo de rutura do filme lacrimal. Nas distrofias e cicatrizes da córnea, as aberrações resultantes de uma superfície corneana irregular constituem uma contra-indicação para as lentes multifocais.

O queratocone ainda que fruste resulta geralmente numa má função visual dada a redução da melhor acuidade visual e probabilidade elevada de ametropias residuais imprevisíveis e impossíveis de corrigir com cirurgia corneana subsequente. As lentes intraoculares multifocais também não estão indicadas na distrofia de Fuchs, por existir nesta patologia uma redução da sensibilidade ao contraste e má qualidade visual, e também pela natureza progressiva da doença.

Segmento anterior

O descentramento ou inclinação da lente conduz à diminuição da sensibilidade ao contraste, aberrações e baixa da acuidade visual¹³, o que ocorre na fragilidade zonular associada à pseudoesfoliação.

As alterações da pupila como atrofia da íris, corectopia ou coloboma são também uma contra-indicação para a implantação de uma lente multifocal.

Patologia Retiniana

Em geral as doenças retinianas associadas a má função macular,

e em especial se são progressivas, são uma contra-indicação para a implantação de lentes intraoculares multifocais. São exemplos comuns nomeadamente, a retinopatia diabética, a degenerescência macular da idade (DMI) e síndromas da interface vitreoretiniana. Nestas doenças existe uma redução da sensibilidade ao contraste, à qual se vai somar a redução da sensibilidade ao contraste resultante da lente multifocal, conduzindo na maioria dos casos a um mau resultado funcional.

Patologia do Nervo Óptico

As doenças do nervo óptico reduzem a acuidade visual, a sensibilidade ao contraste, a percepção cromática e o campo visual. Dependendo do grau de repercussão funcional ou probabilidade de progressão poderão constituir uma contra-indicação absoluta ou relativa.

Na patologia mais frequente do nervo óptico, o glaucoma, é consensual que se este está num estadió avançado e com risco de progressão é uma contra-indicação absoluta.

CIRURGIA ABLATIVA CORNEANA PRÉVIA

A cirurgia ablativa corneana prévia não constitui uma contra-indicação absoluta mas relativa, dependendo da magnitude e tipo de aberrações de alta ordem que a córnea apresenta¹⁴. O cálculo biométrico após cirurgia ablativa corneana é também mais complexo¹⁵, envolvendo maior risco de ametropias residuais.

No caso do coma, à má qualidade visual e diminuição da sensibilidade ao contraste que daí resulta, soma-se a redução da sensibilidade ao contraste associada à implantação da lente multifocal.

Relativamente à aberração esférica positiva, têm sido descritos bons resultados após cirurgia da miopia, ainda que com uma elevada percentagem de ametropias residuais necessitando de correção¹⁶. As maiores limitações colocam-se após cirurgia fotoablativa da hipermetropia, situação que se traduz numa córnea hiperprolata com aberração esférica negativa. Neste caso as lentes intraoculares multifocais a implantar apresentando asfericidade negativa, vão aumentar ainda mais a aberração esférica negativa, conduzindo a uma má qualidade visual.

IMPLANTAÇÃO UNILATERAL DE LENTES INTRAOCULARES MULTIFOCAIS

Devido à diminuição da sensibilidade ao contraste associada à implantação de uma lente intraocular multifocal, a implantação bilateral é geralmente necessária para uma melhor *performance* visual. Ainda assim em casos seleccionados pode haver benefício e satisfação do doente na implantação de uma lente intraocular multifocal apenas num olho¹⁰.

Em presença de uma catarata unilateral, havendo a expectativa de independência de óculos do doente, pode ser implantada uma lente intraocular multifocal até à decisão de realizar cirurgia ao olho adelfo.

Também numa catarata unilateral num doente jovem, a lente intraocular multifocal pode ser uma opção para assegurar uma boa função visual binocular a diferentes distâncias.

A satisfação do doente nestes casos está em grande parte dependente da compreensão das limitações e do compromisso que constituem as lentes intraoculares multifocais.

CONDICIONANTES ANATÓMICAS E INTRA-OPERATÓRIAS

O sucesso funcional após implantação de uma lente intraocular multifocal depende de uma perfeita centragem da lente¹³. Assim, a implantação em doentes com ângulo K muito elevado pode resultar num mau resultado funcional, por má centragem da lente.

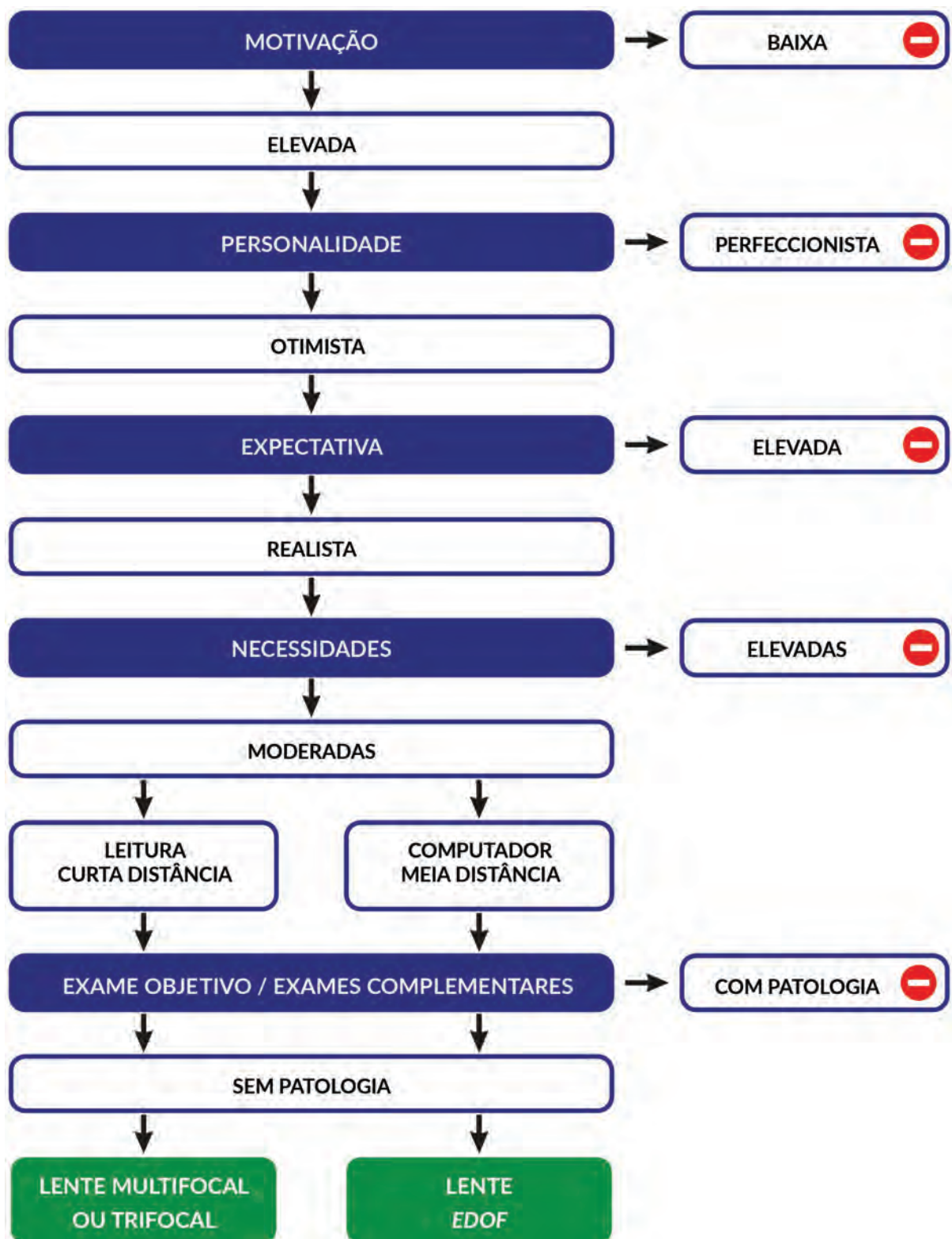


Figura 1 – Esquema simplificado do processo de decisão na implantação de uma lente multifocal para tratamento da presbiopia.

Os doentes com pupila muito grande têm mais probabilidade de *glare*¹⁷ e também dificuldade na leitura especialmente com luminosidade reduzida, embora esta queixa possa também depender do tipo de lente implantada.

As complicações intraoperatórias que inviabilizem a implantação no saco capsular e uma perfeita centragem da lente intraocular multifocal comprometem o resultado após a cirurgia, devendo este aspecto ser previamente discutido com o doente.

EXAMES COMPLEMENTARES

Na decisão terapêutica para implantação de uma lente intraocular multifocal, para além da avaliação clínica ponderando os aspetos referidos anteriormente, são fundamentais diversos exames complementares por forma a calcular com precisão a lente a implantar, e excluir patologia ocular que constitua uma contra-indicação para a implantação.

Queratometria

A avaliação do astigmatismo pré-operatório deve ser tão rigorosa quanto possível, reprodutível e coincidente utilizando diferentes métodos, nomeadamente a queratometria manual e automatizada. A avaliação do astigmatismo pré-operatório deve considerar também o astigmatismo corneano posterior¹⁸.

Biometria

A biometria deve ser precisa com medição do comprimento axial por métodos ópticos e a utilização de fórmulas de cálculo adequadas. A ausência de ametropias residuais significativas é condição necessária para o sucesso da cirurgia.

Microscopia especular

A avaliação da morfologia e a contagem das células endoteliais é importante na exclusão de patologia endotelial (distrofia de Fuchs).

Topografia e aberrometria

A topografia e aberrometria corneanas são essenciais no despiste de irregularidades corneanas e queratocone fruste. Permitem também avaliar a possibilidade de utilização de procedimentos fotoablativos para correção de erros refrativos residuais.

Tomografia de coerência óptica (OCT)

O OCT é também extremamente útil na avaliação de alterações maculares com possível impacto nos resultados funcionais após implantação de uma lente intraocular multifocal. Este exame permite também avaliar alterações estruturais do nervo óptico especialmente em situações de má visualização do fundo.

CONCLUSÃO

Apesar de se tratar de um processo de decisão aparentemente complexo, a implantação de lentes intraoculares multifocais tem progressivamente ganho o lugar de procedimento cirúrgico de eleição para tratamento da presbiopia. Com uma seleção apropriada dos doentes e do tipo de lente a implantar, obtêm-se níveis de satisfação elevados e excelentes resultados funcionais com independência de óculos a diferentes distâncias, sendo estes resultados estáveis no tempo.

O processo de decisão encontra-se esquematizado na Figura 1. Começa pelas características psicológicas do doente com avaliação da motivação e personalidade, seguindo-se a discussão das expectativas, profissão e necessidades visuais. Nesta fase, caso o doente seja um bom candidato, obtêm-se também informação importante para a escolha do tipo de lente a implantar. A observação clínica e os exames complementares permitem a exclusão de patologia ocular que constitui contra-indicação para a implantação de lentes multifocais.

REFERÊNCIAS

- Maurino V, Allan BD, Rubin GS, Bunce C, Xing W, Findl O, Moorfields IOL Study Group. Quality of vision after bilateral multifocal Intraocular Lens Implantation. A randomised Trial – AT LISA 809M versus Acrysof ReSTOR SN6AD1. *Ophthalmology* 2015; 122(4): 700-10.
- Kaymak H, Breyer D, Hamilton R, Alió JL, Cochener, B. Visual Performance With Bifocal and Trifocal Diffractive Intraocular Lenses: A Prospective Three-Armed Randomized Multicenter Clinical Trial. *J Refract Surg* 2017; 33(10): 655-62.
- Cochener B, Concerto Study Group. Clinical outcomes of a new extended range of vision intraocular lens: International Multicenter Concerto Study. *J Cataract Refract Surg*. 2016; 42(9): 1268-75.
- MacRae S, Holladay JT, Glasser A, Calogero D, Hilmantel G, Masket S, Stark W, Tarver ME, Nguyen T, Eydelman M. Special Report: American Academy of Ophthalmology Task Force Consensus Statement for Extended Depth of Focus Intraocular Lenses. *Ophthalmology* 2017; 124(1): 139-41.
- Zamora-Alejo KV, Moore SP, Parker DGA, Ullrich K, Esterman A, Goggin M. Objective Accommodation Measurement of the Crystalens HD Compared to Monofocal Intraocular Lenses. *J Refract Surg*. 2013; 29(2): 133-9.
- Ong HS, Evans JR, Allan BD. Accommodative intraocular lenses versus standard monofocal intraocular lens implantation in cataract surgery. *Cochrane Database Syst Rev*. 2014; 5: CD009667.
- Zhang F, Sugar A, Jacobsen G, Collins M. Visual function and spectacle independence after cataract surgery: bilateral diffractive multifocal intraocular lenses versus monovision pseudophakia. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(5): 853-8.
- Farid M, Steinert RF. Patient selection for monovision laser refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol*. 2009; 20(4): 251-4.
- De Vries NE, Nujits RMMA. Multifocal intraocular lenses in cataract surgery: literature review of benefits and side effects. *J Cataract Refract Surg*. 2013; 39(2): 268-78.
- Pepose JS. Maximizing Satisfaction with Presbyopia-Correcting Intraocular Lenses: The Missing Links. *Am J Ophthalmol* 2008; 146(5): 641-8.
- Braga-Mele R, Chang D, Dewey S, Foster G, Henderson BA, Hill W, Hoffman R, Little B, Mamalis N, Oetting T, Serafino D, Talley-Rostov A, Vasavada A, Yoo S, ASCRS Cataract Clinical Committee. Multifocal intraocular lenses: relative indications and contraindications for implantation. *J Cataract Refract Surg*. 2014; 40(2): 313-22.
- Montés-Mico R. Role of the tear film in the optical quality of the human eye. *J Cataract Refract Surg*. 2007; 33(9): 1631-5.
- Montés-Mico R, López-Gil N, Pérez-Vives C, Bonaque S, Ferrer-Blasco T. In vitro optical performance of nonrotational symmetric and refractive-diffractive aspheric multifocal intraocular lenses: impact of tilt and decentration. *J Cataract Refract Surg*. 2012; 38(9): 1657-63.
- Khor WB, Afshari NA. The role of presbyopia-correcting intraocular lenses after laser in situ keratomileusis. *Curr Opin Ophthalmol*. 2013; 24(1): 35-40.
- Wang L, Tang M, Huang D, Weikert MP, Koch DD. Comparison of newer intraocular lenses power calculation methods for eyes after corneal refractive surgery. *Ophthalmology* 2015; 122 (12): 2443-9.
- Vrijman V, van der Linden JW, van der Meulen IJE, Mourits MP, Lapid-Gortzak R. Multifocal intraocular lens implantation after previous corneal refractive laser surgery for myopia. *J Cataract Refract Surg*. 2017; 43(7): 909-14.
- De Vries NE, Webers CA, Touwslager WR, Bauer NJ, De Brabander J, Berendschot TT, Nujits RM. Dissatisfaction after implantation of multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*. 2011; 37(5): 859-65.
- Koch DD, Ali SF, Weikert MP, Shirayama M, Jenkins R, Wang Li. Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg*. 2012; 38(12): 2080-7.

Metodologias Atuais para Cálculo da Potência de Lente Intra-ocular

Bernardo Feijóo¹, Tiago Ferreira¹ e Filomena Ribeiro^{1,2}

1 - Hospital da Luz, Lisboa, Portugal

2 - Faculdade de Medicina de Lisboa, Portugal

INTRODUÇÃO

Nos últimos anos a introdução no mercado de novas lentes intra-oculares (LIO), nomeadamente tóricas, multifocais, esféricas, fâquicas e acomodativas, acompanhadas da cada vez maior exigência refrativa, conduziram necessariamente à evolução das fórmulas de cálculo do poder da LIO, por forma a conseguir uma maior eficácia¹⁻³. Dentro das várias fórmulas de terceira-geração, que combinam métodos regressivos com modelos teóricos do olho, a SRK-T é considerada a fórmula *standard* e, embora proporcione excelentes resultados refrativos em doentes cujos olhos possuem anatomias do segmento anterior normais e comprimentos axiais dentro das médias populacionais, não é tão previsível em olhos com anatomias fora do comum⁴. Embora nenhuma fórmula seja adequada a todos os olhos, a fórmula de Barrett Universal II tem-se mostrado mais precisa no cálculo da LIO⁵ não só para diferentes tipos de lentes mas também para olhos com qualquer dimensão de comprimento axial⁶. Para além das fórmulas, também se tem assistido ao desenvolvimento de novas metodologias de cálculo, como a *PhacoOptics* (IOL Innovations Aps, Aarhus, Dinamarca), que utiliza traçado de raios⁷, e a *Radial Basis Functions* (RBF), que utiliza inteligência artificial no reconhecimento de padrões⁸. Existem ainda disponíveis calculadores, como o Panacea, que combinam várias destas metodologias.

A integração destas novas fórmulas e metodologias, muitas delas de acesso livre, na prática clínica habitual requer a sua validação prévia em diferentes populações.

FÓRMULAS DE 3ª GERAÇÃO E A “SUPER FÓRMULA”

As fórmulas de 3ª geração, sendo a SRK-T uma das fórmulas ainda mais usadas, utilizam apenas o comprimento axial e os valores da queratometria para estimar a posição efetiva da LIO. É sabido que certas fórmulas de 3ª geração demonstraram maior precisão em determinadas condições relacionadas com as variáveis que se utilizam, como o comprimento axial e a potência da córnea. Mas, como não existe uma fórmula única que funcione bem em todos os olhos, Ladas criou a chamada “Super Fórmula” que incorpora os segmentos ideais das fórmulas SRK-T, Hoffer-Q, Holladay I (com o ajuste de Koch) e Haigis, e desenvolveu um novo método para representar as fórmulas em 3 dimensões⁹. A “Super Fórmula” é de acesso livre e pode ser utilizada em <http://www.iolcalc.com> (Figura 1).

TRAÇADO DE RAIOS

O traçado de raios, baseado na Lei de Snell, é um método para cálculo de raios que atravessam um sistema óptico. Esta metodologia já foi utilizada em modelos de olhos pseudofâquicos para o cálculo da potência da LIO¹⁰. Ao contrário das fórmulas clássicas, o cálculo por traçado de raios não contém aproximações já que utiliza uma geometria medida, e não deduzida, e não inclui índices queratométricos mas apenas índices refrativos da córnea, o que evita a sobrestimação do poder da córnea ao usar o índice

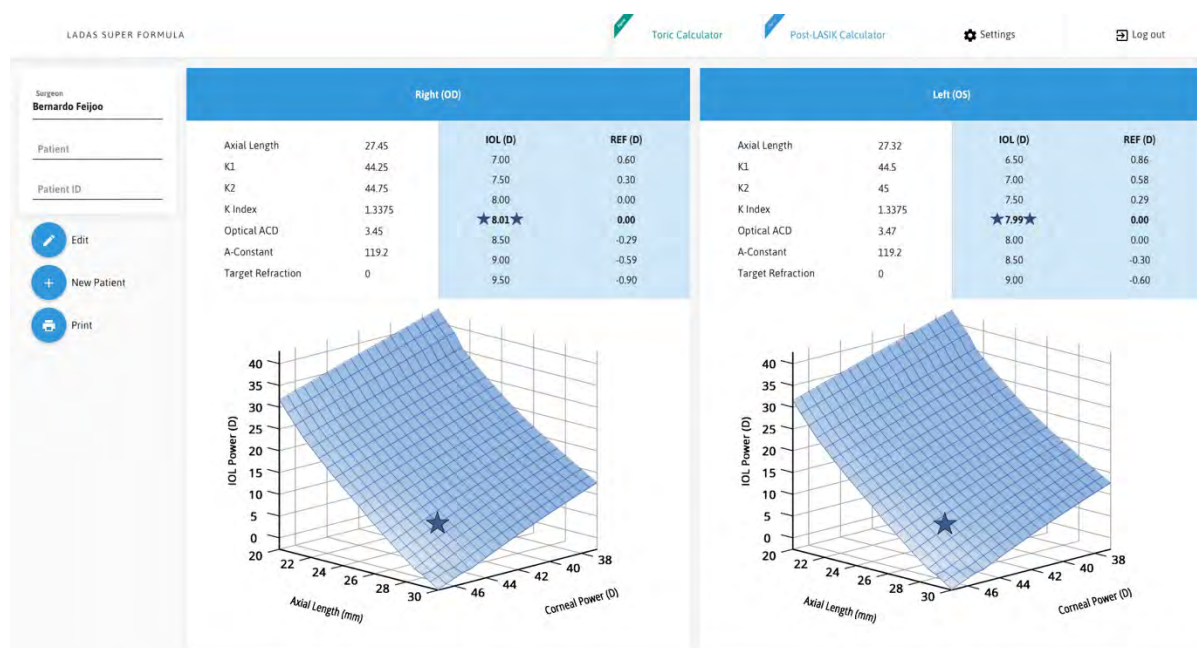


Figura 1 – Exemplo de cálculo de potência de LIO com a “Super Fórmula”.

queratométrico habitual de 1,3375, bem como a variabilidade causada pelo uso de diferentes índices queratométricos empregues nos vários aparelhos de medição.

Uma das plataformas baseada em traçado de raios é a PhacoOptics, de Thomas Olsen – que está disponível através de compra de uma licença. Requer seis constantes de LIO e por isso não está otimizada para todas as lentes do mercado.

INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL E A RBF

A RBF é uma metodologia nova, desenvolvida recentemente por uma equipa de cirurgiões e engenheiros coordenada por Warren Hill. A Função de Base Radial é uma função matemática utilizada em redes neuronais artificiais. É empregue, por exemplo, em *software* de reconhecimento facial, interpretação de ECG e sistemas de previsão para mercados financeiros. Utiliza inteligência artificial no reconhecimento de padrões e tem um desempenho tanto melhor quanto mais dados são introduzidos. Com este método os olhos são considerados como um padrão independente do seu comprimento axial. Também utiliza um modelo de fronteira de validação, indicando ao utilizador quando é que está a trabalhar numa área definida de precisão. Inversamente, se o calculador desconhecer o tipo de medições que são introduzidas, transmite uma mensagem de fora de limites. Esta metodologia foi otimizada para o biómetro Lenstar LS900 (Haag-Streit) e para a LIO SN60WF (Alcon). É de acesso livre em <http://www.rbfcalculator.com>. Muito recentemente a base de dados da RBF sofreu uma ampliação, incluindo mais casos extremos de altas miopias e hipermetropias axiais.

PANACEA

O Panacea é um calculador que combina bases teóricas, com inclusão da análise estatística para cada variável, com o uso de inteligência artificial. Foi desenvolvido por David Flickier, e inclui como variáveis para estimar a posição efetiva da LIO o comprimento axial, queratometria, profundidade de câmara

anterior e espessura do cristalino. Pode ainda ter em conta dados topométricos, considerando a relação entre o raio posterior e raio anterior e asfericidade da córnea.

Este calculador está disponível como aplicação gratuita para iPad e Mac (Figura 2).

COMPARAÇÃO DE METODOLOGIAS

No Departamento de Implanto-Refrativa do Hospital da Luz Lisboa os Autores realizaram um estudo retrospectivo com o objetivo de comparar o erro refrativo subjetivo determinado por quatro métodos de cálculo de lentes intra-oculares (LIO) – fórmulas SRK-T e Barrett Universal II, e metodologias PhacoOptics e RBF – com o equivalente esférico subjetivo residual, numa amostra populacional Portuguesa de 188 olhos pseudofáquicos com três tipos de lentes monofocais¹¹: Acrysof SA60AT (Alcon Labs, Forth Worth, EUA), Acrysof SN60WF (Alcon Labs, Forth Worth, EUA), ou Tecnis ZCB00 (Abbot Medical Optics, Santa Ana, EUA). Posteriormente incluímos também na análise os resultados dos cálculos com a Super Fórmula e com o calculador Panacea.

RESULTADOS

Os dados demográficos e biométricos, nomeadamente idade, sexo, lateralidade, comprimento axial, profundidade da câmara anterior e queratometria média, são apresentados na Tabela 1. A Figura 3 mostra o erro mediano absoluto entre o erro refrativo previsto e o equivalente esférico subjetivo para cada metodologia. A RBF teve um erro mediano absoluto menor (0,26 D), seguida da Barrett (0,27 D), SRK-T (0,29 D), PhacoOptics (0,29 D) e Panacea (0,29 D) todas com dispersões muito semelhantes (Panacea com a menor dispersão), sendo que a SRK-T foi a que apresentou a maior dispersão de valores (com um erro máximo de 1,66 D). A Super Fórmula foi a que teve o maior erro mediano absoluto (0,31D), com uma diferença estatisticamente significativa em relação à RBF.

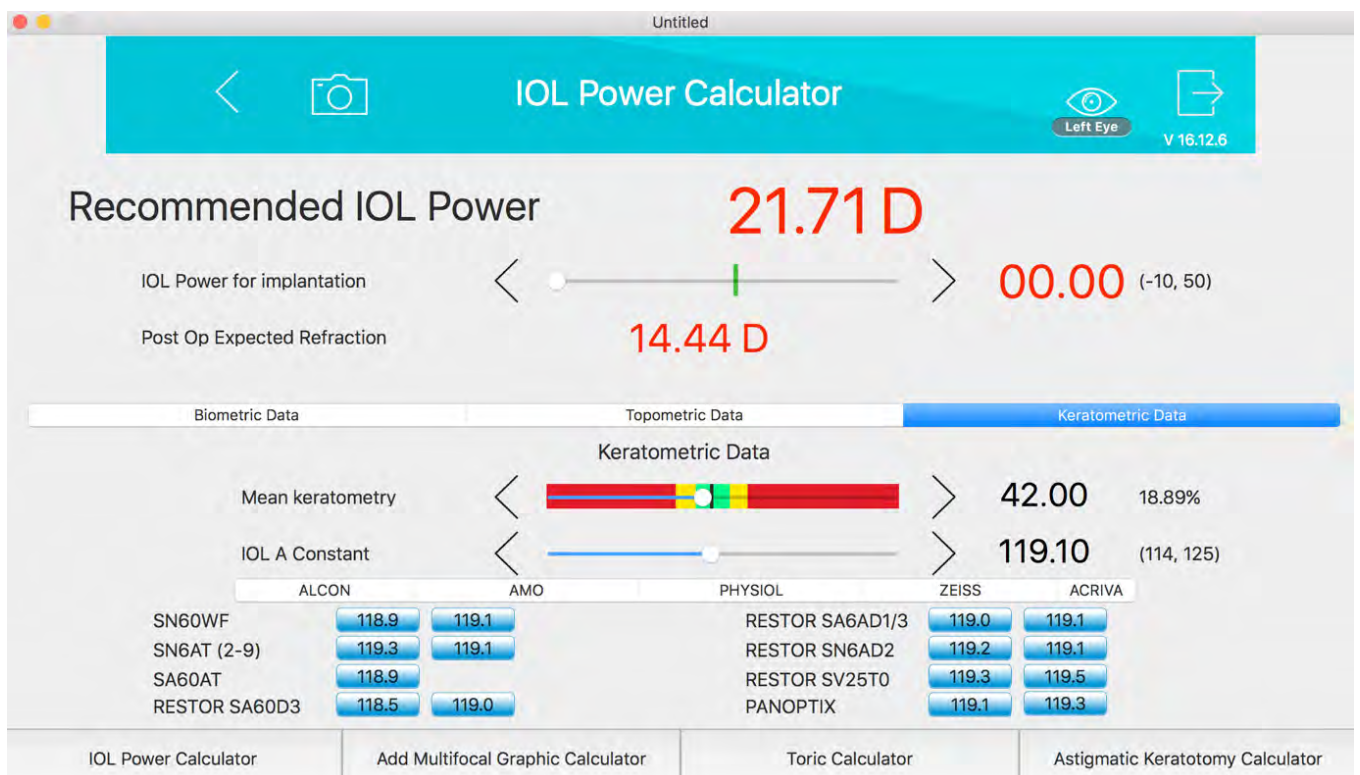


Figura 2 – Exemplo de cálculo de LIO com o calculador Panacea.

Tabela 1 - Dados demográficos e biométricos

Parâmetro	População total (n=188 olhos)
Idade em anos	72,0 (10,0)
Sexo feminino (%)	62,7
Olho esquerdo (%)	53,5
Comprimento Axial (mm)	23,4 (1,6)
Profundidade da Câmara Anterior (mm)	3,2 (0,6)
Queratometria média (mm)	44,2 (2,2)

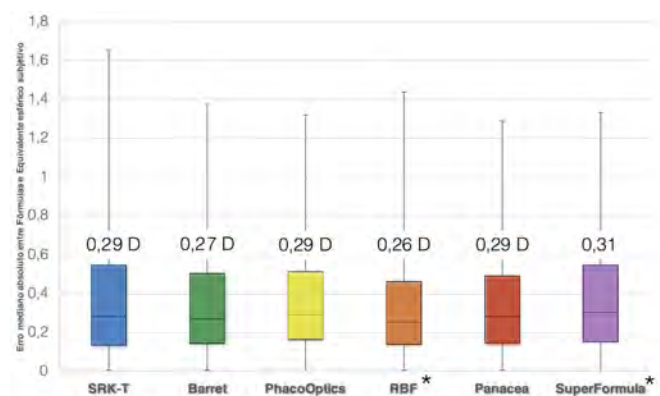


Figura 3 – Erro mediano absoluto entre erro estimado para cada Fórmula e Equivalente esférico subjetivo. * $p < 0.01$

Resultados segundo comprimento axial

Foi feita uma análise dos erros medianos consoante o comprimento axial. Para o comprimento axial foram

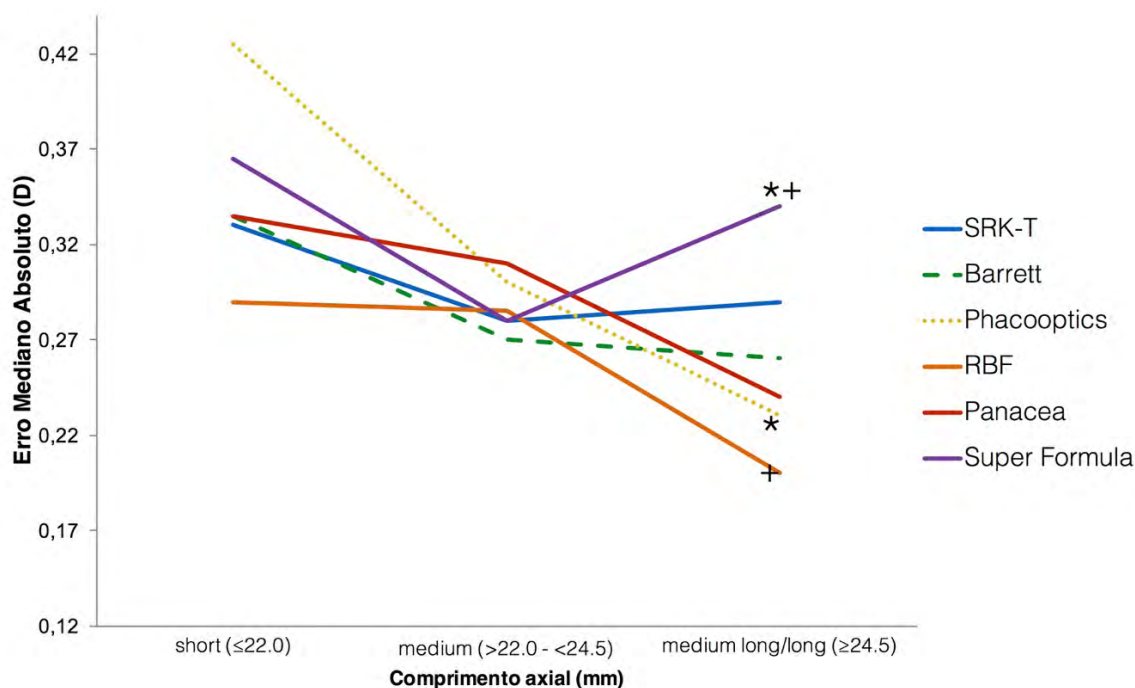


Figura 4 – Erro mediano absoluto consoante o comprimento axial para cada metodologia. * $p < 0.02$; + $p < 0.01$.

considerados olhos pequenos (comprimento axial ≤ 22 mm), médios (22-24,5 mm), e médios longos/longos ($\geq 24,5$ mm). Na Figura 4 está representado o erro mediano absoluto consoante o comprimento axial. A RBF foi a metodologia que apresentou um erro mediano absoluto inferior para olhos pequenos (0,29 D) e médios longos/longos (0,20 D), sendo a fórmula de Barrett que apresentou um erro mediano absoluto inferior (0,27) para olhos com parâmetros biométricos médios na população (comprimentos axiais entre 22 e 24,5 mm). Estas diferenças não foram, no entanto, estatisticamente significativas. O erro mediano absoluto foi superior em todos os métodos para olhos de comprimento axial $\leq 22,0$ mm.

Para olhos com comprimento axial igual ou superior a 24,5 mm as diferenças entre a Super Fórmula (0,34 D) e RBF (0,20 D) e entre a Super Fórmula (0,34 D) e PhacoOptics (0,23 D) foram estatisticamente significativas.

PERCENTAGEM DO ERRO ABSOLUTO CONSOANTE A MAGNITUDE DO ERRO REFRACTIVO

A Figura 5 mostra a percentagem de casos para cada metodologia em que o erro absoluto foi inferior a 0,25D, inferior a 0,50D, inferior a 1,00D e superior a 1,00D. Em 97,9% dos casos a PhacoOptics teve um erro inferior a 1,00D, seguido da Barrett e Panacea com 97,3%, RBF com 96,3% e por último a SRK-T com 93,6%. Para estas diferenças as comparações entre as metodologias não foram estatisticamente significativas.

QUAL ESCOLHER?

As seis metodologias avaliadas no estudo tiveram um bom desempenho global e revelaram baixos erros medianos absolutos, que variaram entre 0,26 D e 0,31 D.

A RBF, na análise do erro mediano absoluto, foi a que mais se aproximou do zero com uma diferença estatisticamente significativa em relação à Super Formula. Foi também a metodologia que permitiu conseguir uma maior percentagem

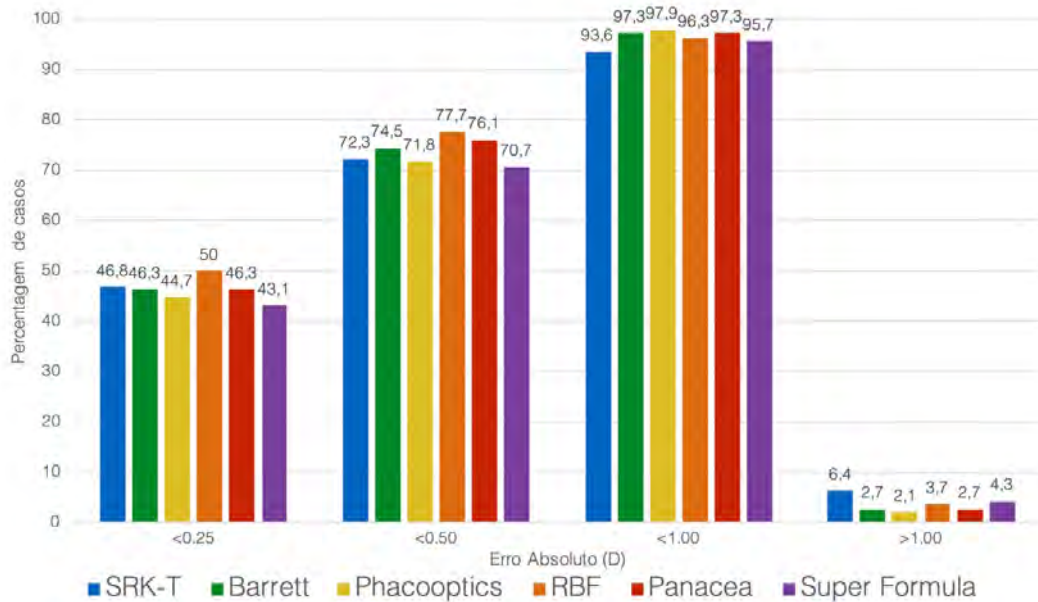


Figura 5 – Percentagem do Erro absoluto segundo a magnitude do Erro refrativo

de casos com erros absolutos inferiores a 0,50 D e inferiores a 0,25 D. A principal limitação da RBF é não permitir o cálculo quando os valores introduzidos estiverem fora da base de dados que utiliza. E, de facto, na análise de Montecarlo efetuada, perante combinações pouco frequentes de parâmetros biométricos, a RBF foi incapaz de calcular a potência da LIO em 36,7% dos casos. A PhacoOptics foi a metodologia que resultou numa maior percentagem de casos com erro absoluto inferior a 1,00 D. Juntamente com Panacea foram as metodologias que obtiveram o menor erro máximo e a menor dispersão de resultados. Além disso, na Panacea não foram considerados os dados topométricos dos doentes. Provavelmente a inclusão destes dados pode ainda melhorar o desempenho deste calculador.

No estudo a fórmula de Barrett foi a que demonstrou a menor variabilidade do erro para olhos com parâmetros biométricos médios na população (comprimentos axiais entre 22 e 24,5mm) o que está de acordo com os bons resultados reportados para esta fórmula(12). A fórmula de Barrett Universal II é baseada num modelo teórico em que a profundidade da câmara anterior (ACD) é relacionada com o comprimento axial e queratometria(6). Apenas requer uma única constante e pode ser acedida online gratuitamente, o que a torna uma boa opção para cálculo da LIO nestas condições.

Nos olhos pequenos (com comprimento axial inferior a 22 mm) todas as metodologias tiveram resultados piores, tal como previamente reportado(13,14), com erro mediano absoluto superior ao verificado para os comprimentos axiais médios (entre 22 e 24 mm) e médios longos/longos (≥ 24.5 mm).

Nos olhos maiores foi a RBF que mostrou o menor erro mediano absoluto, seguida da PhacoOptics. Contudo, é importante notar que a amostra de olhos com dimensões menores e maiores foi reduzida, o que torna difícil tirar conclusões robustas sobre as diferentes metodologias nestes casos extremos. E nos olhos extremos espera-se ainda um melhor desempenho com a nova versão beta da RBF.

A SRK-T foi a que resultou no maior erro máximo. Apesar

da análise da dispersão dos resultados para os vários métodos mostrou resultados equivalentes. Tratando-se de uma fórmula de 3ª geração, que apenas usa o comprimento axial e os valores da queratometria para estimar a posição efetiva da LIO, seria de esperar piores resultados. Contudo, a maioria dos olhos da amostra tinha parâmetros biométricos dentro da média. Provavelmente numa amostra com maior proporção de olhos de tamanhos extremos as diferenças entre fórmulas teriam sido maiores.

CONCORDÂNCIA ENTRE FÓRMULAS E METODOLOGIAS

Para analisar o impacto na prática clínica das diferenças entre as várias metodologias na escolha da potência da lente intra-ocular foi calculada, para a totalidade da amostra, a diferença máxima entre as potências determinadas pelas quatro metodologias para obter resultados mais próximos da emetropia. Na Figura 6 está representada a percentagem de casos consoante a magnitude da diferença máxima entre a LIO calculada e a emetropia. Constatou-se que as diferenças entre as estimativas da LIO para a emetropia são pequenas, com 69,7% dos casos com diferenças iguais ou inferiores a 0,5 D.

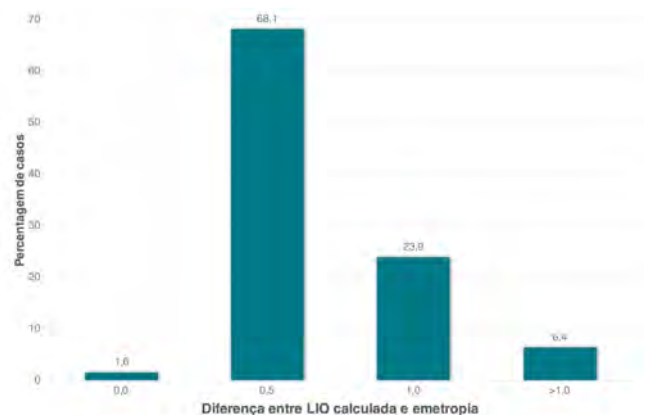


Figura 6 – Diferença máxima das LIOs calculadas para a emetropia

Nos casos com parâmetros biométricos médios há menos variabilidade entre as metodologias, e as discrepâncias verificam-se nos olhos extremos com combinações infrequentes de parâmetros.

COMBINAÇÕES DE PARÂMETROS BIOMÉTRICOS INFREQUENTES

Efetivamente a linearidade e os fatores regressivos assumidos pela SRK-T são uma limitação ao cálculo em combinações de parâmetros biométricos mais infrequentes, onde teoricamente a RBF terá vantagem. No entanto, esta metodologia ainda tem limitações nestas situações porque a base de dados que usa é para já limitada. A nova versão beta pode vir a otimizar o desempenho nestes casos.

Na análise dos Autores, foi também utilizada uma pseudo-população Montecarlo com combinações infrequentes de parâmetros biométricos e foi comparada a determinação da potência de LIO obtida. A análise de MonteCarlo utiliza o valor nominal de cada parâmetro biométrico e os erros padrão associados à técnica de medição. Foram realizados 500 ciclos de MonteCarlo por forma a que, em cada ciclo, todos os parâmetros variavam aleatória e simultaneamente, utilizando uma distribuição Gaussiana. Esta análise mostrou que, perante combinações infrequentes, a discrepância entre a escolha das lentes tem tendência para ser maior, com mais de 50% dos casos com mais de 1,0D de diferença, sendo que em 36,7% dos casos a metodologia RBF foi incapaz de calcular a potência da LIO – Figura 7. Em 39,4% dos casos a SRK-T e a RBF apresentaram exatamente os mesmos valores de cálculo de LIO.

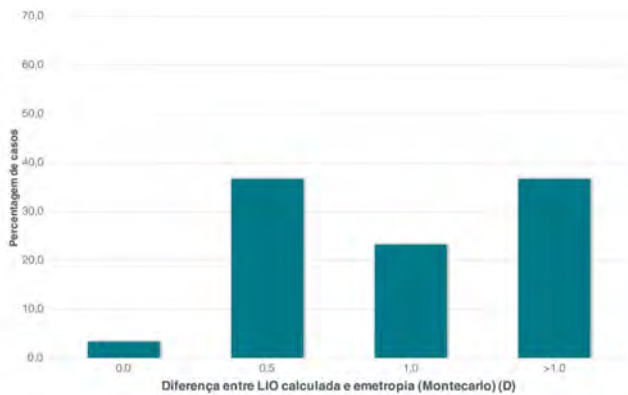


Figura 7 – Diferença máxima das LIOs calculadas para a emetropia na pseudo-população Montecarlo analisada

CONCLUSÕES

Em resumo, com base nos resultados da população que foi estudada, recomenda-se:

- Apesar de as seis metodologias avaliadas terem tido um bom desempenho global, a RBF apresentou o erro mediano absoluto mais baixo;
- Nos olhos com comprimento axial médio (22-24,5 mm) a fórmula Barrett Universal II deve ser preferida, já que foi a metodologia com menor variabilidade;
- Nos olhos grandes (comprimento axial superior a 24,5 mm) devem ser consideradas preferencialmente a RBF e PhacoOptics;
- Nos olhos pequenos todas as metodologias tiveram um pior desempenho, sendo a RBF a que apresentou o erro mediano absoluto menor. A nova versão beta desta metodologia pode vir a demonstrar resultados melhores nestes olhos;
- A SRK-T e Super Formula, fórmulas de 3ª geração, tiveram o maior erro máximo. A utilização destas fórmulas

deve ser substituída pelas fórmulas de 4ª geração e novas metodologias para as quais existe evidência crescente de melhores resultados.

Assim, e confirmando a ausência atual de uma única fórmula ou metodologia que possa ser aplicada a todos os casos, apenas múltiplas estratégias, incorporando as mais recentes fórmulas e tecnologias, de forma personalizada, poderão permitir atingir os melhores resultados refrativos.

REFERÊNCIAS

1. Chiam PJT, Chan JH, Aggarwal RK, Kasaby S. ReSTOR intraocular lens implantation in cataract surgery: quality of vision. J Cataract Refract Surg 2006; 32(9): 1459–63.
2. Kohnen T, Kook D, Auffarth GU, Derhartunian V. [Use of multifocal intraocular lenses and criteria for patient selection]. Ophthalmologe. Springer-Verlag; 2008; 105(6): 527-32.
3. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. J Cataract Refract Surg 2008; 34(3): 368–76.
4. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrave KH, Lewis JW, Ruiz RS. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. J Cataract Refract Surg 1988; 14(1): 17–24.
5. Kane JX, Van Heerden A, Atik A, Petsoglou C. Intraocular lens power formula accuracy: Comparison of 7 formulas. J Cataract Refract Surg 2016; 42(10): 1490–500.
6. Barrett GD. An improved universal theoretical formula for intraocular lens power prediction. J Cataract Refract Surg 1993; 19(6): 713–20.
7. PhacoOptics [Internet]. [cited 2017 Oct 1]. Available from: <http://www.phacooptics.net/program-overview/detailed-features>
8. Charters L. How new methodology improves accuracy for IOL power selection. ophthalmologytimesmodernmedicinecom [Internet]. 2014 Sep 1. Available from: <http://ophthalmologytimes.modernmedicine.com/ophthalmologytimes/content/tags/cataract-surgery/how-new-methodology-improves-accuracy-iol-power-sel?page=full>
9. Ladas JG, Siddiqui AA, Devgan U, Jun AS. A 3-D “Super Surface” Combining Modern Intraocular Lens Formulas to Generate a “Super Formula” and Maximize Accuracy. JAMA Ophthalmol 2015; 133(12): 1431–6.
10. Ribeiro FJ, Castanheira-Dinis A, Dias JM. Personalized pseudophakic model for refractive assessment. PLoS ONE 2012; 7(10): e46780.
11. Feijóo B, Ferreira T, Zabala L, Guerra P, Gonçalves C, Couceiro J, Simões F, Bom ST, Silvia AS, Ribeiro F Comparação de metodologias actuais para cálculo da potência da lente intra-ocular. Oftalmologia 2017; 41.
12. Cooke DL, Cooke TL. Comparison of 9 intraocular lens power calculation formulas. J Cataract Refract Surg 2016; 42(8): 1157–64.
13. Steijns D, Bijlsma WR, Van der Lelij A. Cataract surgery in patients with nanophthalmos. Ophthalmology 2013; 120(2): 266–70.
14. Jung KI, Yang JW, Lee YC, Kim SY. Cataract surgery in eyes with nanophthalmos and relative anterior microphthalmos. Am J Ophthalmol 2012; 153(6): 1161–8.

Lentes tóricas - calculadores e fontes de erro

Tiago Ferreira^{1,2}, Filomena Ribeiro^{1,3}, Paulo Ribeiro⁴ e João Gory O'Neill²

1- Hospital da Luz, Departamento de Cirurgia Implanto-refractiva

2-Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa, Portugal

3- Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa, Portugal

4- Centro de Física e Investigação Tecnológica, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Portugal

INTRODUÇÃO

A cirurgia da catarata, especialmente quando combinada com a correção da presbiopia, tornou-se também num procedimento refrativo.

É conhecido que a presença de erros refrativos esféricos ou cilíndricos residuais após o implante de lentes multifocais degrada significativamente a qualidade visual, sendo ainda a principal causa de insatisfação nestes doentes^{1,2}.

O mínimo de astigmatismo que deve ser corrigido durante a cirurgia de catarata é controverso, uma vez que a sua influência na visão varia com fatores individuais, tais como o diâmetro pupilar, as aberrações de alta ordem (HOAs) e a capacidade de neuroadaptação ao padrão de aberrações. No entanto, tem sido sugerido que a correção de astigmatismos superiores a 0,50 D melhora os resultados visuais³.

Numa série recentemente publicada de 13.012 olhos de doentes candidatos a cirurgia de catarata no Hospital da Luz Lisboa, foi demonstrado que, nesta população, o astigmatismo médio foi de $1,08 \pm 0,84$ D, tendo sido a prevalência de astigmatismo superior a 1,00 D de 43,5% (Figura 1)⁴. É de salientar que esta prevalência de astigmatismo superior a 1,00 D é maior do que a encontrada na maioria das séries publicadas em populações europeias, nomeadamente em Espanha (34,8%) e na Alemanha (36%)^{5,6}, pelo que é essencial considerar a sua correção em qualquer cirurgia de presbiopia.

De entre as diversas estratégias para a correção do astigmatismo durante a cirurgia de catarata, as lentes intraoculares (LIOs) tóricas oferecem a possibilidade de corrigir uma ampla gama de erros refrativos esféricos e cilíndricos, com elevada precisão, previsibilidade e excelentes resultados visuais^{7,8}. As LIOs multifocais ou de profundidade de foco estendido tóricas permitem uma boa acuidade visual e independência de óculos a todas as distâncias, sendo a opção a considerar na cirurgia da presbiopia se lida com doentes com astigmatismo corneano, uma vez que qualquer astigmatismo residual superior a 0,75 D na presença destas lentes pode conduzir a piores resultados⁹.

O processo de seleção de uma LIO tórica para a correção da presbiopia é moroso, complexo e suscetível de diversos erros em qualquer das suas etapas. Deve começar por uma medição precisa do astigmatismo, de preferência com diferentes aparelhos para que se possam comparar os resultados, incluir o cálculo das potências esférica e cilíndrica da lente a implantar (conhecendo o astigmatismo induzido cirurgicamente), e terminar com a marcação do eixo e alinhamento preciso da lente, para além de uma técnica cirúrgica que deve ser meticulosa.

Este capítulo centra-se no processo de cálculo destas lentes, focando-se nas fontes de erro dos calculadores tradicionais e nas novas estratégias que têm vindo a ser desenvolvidas para as ultrapassar.

CALCULADORES DE LENTES TÓRICAS - FONTES DE ERRO

Em 1992, Shimizu *et al.* desenharam a primeira LIO tórica.

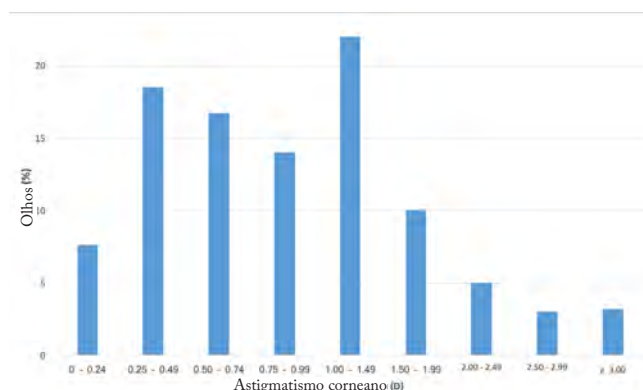


Figura 1 – Distribuição do astigmatismo corneano na população estudada⁴.

Após a introdução destas lentes no mercado e a expansão da sua utilização, foram sendo identificadas diversas fontes de erro nos calculadores disponibilizados *online* pelos fabricantes. Alguns deles foram, entretanto, atualizados de forma a corrigir estes erros, embora muitos outros erros conhecidos permaneçam por corrigir.

Em primeiro lugar, sabe-se que, para cada potência cilíndrica no plano da LIO, uma potência variável de astigmatismo é corrigida no plano da córnea. Esta variabilidade depende da distância entre a córnea e a LIO⁷. Os calculadores clássicos assumiam que a relação entre a potência cilíndrica no plano da córnea e da LIO era fixa (no calculador original da Acrysof tórica (Alcon Laboratories Inc., Fort Worth, TX, EUA)) era considerada uma relação de 1,46. Embora este fator possa ser pouco relevante em olhos com comprimentos axiais médios, o seu uso resulta em hipocorreções em olhos longos e hipercorreções em olhos curtos (por exemplo, para um olho com um comprimento axial de 20,0 mm, a relação real é de 1,29, sendo de 1,86 para um olho com 30,0 mm)^{10,11}. Têm sido sugeridas diversas estratégias para ultrapassar esta limitação, tais como a inclusão da profundidade da câmara anterior e paquimetria no cálculo da LIO ou o recurso à análise meridional de Fam e Lim^{12,13}.

Além da primeira limitação, embora a literatura científica seja escassa sobre o assunto, a potência cilíndrica da LIO no plano da córnea não é independente da sua potência esférica, devido à diferente vergência dos raios. Considerando a mesma posição efetiva da lente, se tomar como exemplo uma lente Alcon Acrysof SN60T3 (1,50 D de potência cilíndrica no plano da LIO e 1,03 D no plano corneano, de acordo com o fabricante), a potência cilíndrica real no plano corneano é de 1,32 D para uma lente de 17,00 D e de 1,22 D para uma lente de 28,00 D. No caso de uma SN60T9, a potência cilíndrica no plano da córnea é de 5,28 D para uma LIO de 17,00 D e 4,88 D para uma LIO de 28,00 D (e não 4,11, como sugerido pelo fabricante). A não consideração da potência

esférica induz erros que, no caso de uma SN60T9, podem ser superiores a 1 D¹².

Tradicionalmente, os queratômetros e os topógrafos apenas avaliam a face anterior da córnea, assumindo uma relação fixa entre a curvatura das faces anterior e posterior e sendo geralmente utilizado um índice queratométrico de 1.3375 para converter medições da face anterior em potência total da córnea e astigmatismo. É conhecido que este índice não é o mais correto, uma vez que sobrestima a potência corneana em cerca de 0,56 D¹⁴.

Com o aparecimento de instrumentos de tomografia como as câmaras de Scheimpflug, que permitem avaliar por medição direta ambas as faces da córnea, foi reconhecida a importância da face posterior da córnea, que até então se julgava induzir pouco astigmatismo e poder ser ignorada no cálculo de lentes tóricas. Esta, tendo em 85% dos casos o seu meridiano mais curvo alinhado verticalmente, gera potência positiva no meridiano horizontal, pelo que selecionar LIOs tóricas com base apenas em medições da face anterior conduz a hipercorreções em olhos com astigmatismo a favor-da-regra (WTR) e a hipocorreções em olhos com astigmatismo contra-a-regra (ATR)¹⁵.

Em 2013, Koch *et al.* concluíram que os erros de predição com aparelhos que apenas avaliam a face anterior da córnea são de 0,5 a 0,6 D em olhos com astigmatismo WTR e de 0,2 a 0,3 D em olhos com astigmatismo ATR, devido ao efeito do astigmatismo da face posterior da córnea. Foi assim desenvolvido o primeiro nomograma (nomograma de Baylor) para considerar o efeito do astigmatismo posterior quando este não pode ser medido diretamente (Figura 2)¹⁶.

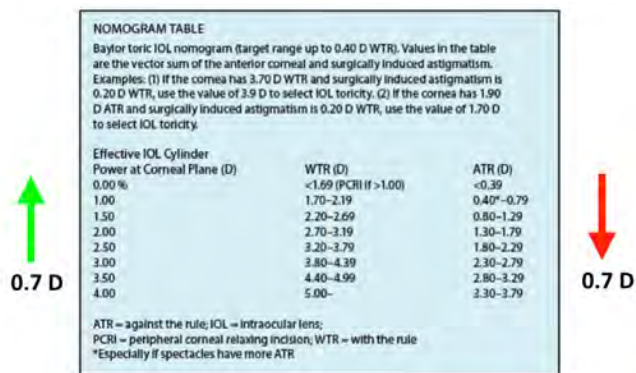


Figura 2 – Ilustração do nomograma de Baylor.

Desde então, diversos nomogramas foram desenvolvidos para considerar a face posterior da córnea no cálculo de LIOs tóricas não a medindo diretamente bem como calculadores que ultrapassam as limitações descritas acima, sendo conhecido que, de todas elas, a não consideração da face posterior da córnea é o fator de erro mais importante¹⁷.

NOVOS CALCULADORES E COMPARAÇÃO DOS SEUS RESULTADOS

Com o objetivo de comparar as novas metodologias de cálculo entretanto desenvolvidas (Tabela 1) para ultrapassar todas ou algumas das fontes de erro referidas acima, foi recentemente realizado um estudo em 86 olhos com lentes Acrysof tóricas, em que foi calculado o erro de predição do astigmatismo residual de cada um destes métodos¹⁸.

Neste estudo concluiu-se que os métodos com menor erro médio e menor dispersão de erros de predição foram o calculador de Barrett e a fórmula de Abulafia-Koch (Figura 3a e b)), que reduziram o erro de predição do astigmatismo

residual do calculador original da Alcon em mais de 50%. Verificou-se ainda que estes dois nomogramas apresentavam erros inferiores à utilização de medidas reais de uma câmara de Scheimpflug (Figura 4).

Tabela 1 – novas metodologias de cálculo comparadas e fatores considerados por cada uma delas.

Características	Calculador
Nomogramas que consideram face posterior da córnea	Nomograma de Baylor
	Fórmula de Abulafia-Koch
	Coefficientes de ajustamento de Goggin
Considera posição efetiva da LIO (ELP)	Calculador de Holladay
Considera ELP + modelo matemático para face posterior da córnea	Calculador de Barrett
	Novo calculador da Alcon
Cálculo por traçado de raios com medidas reais da face posterior córnea (Pentacam HR)	PhacoOptics (IOL Innovations Aps, Aarhus N, Denmark)

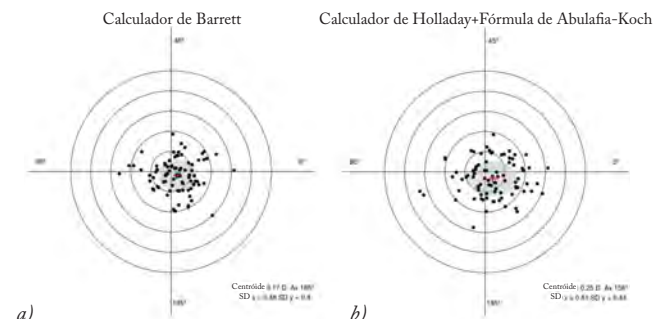


Figura 3 – Centróide do erro de predição do astigmatismo dos calculadores de Barrett e fórmula de Abulafia-Koch.

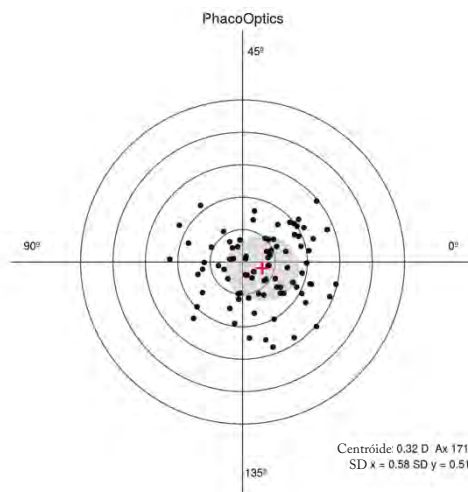


Figura 4 – Centróide do erro de predição do astigmatismo residual com o uso de medidas reais da face posterior da córnea combinada com cálculo por traçado de raios.

Posteriormente, compararam-se os resultados de medidas estimadas com medidas reais da face posterior da córnea (Tabela 2)¹⁹.

Tabela 2 – metodologias de cálculo comparadas (estimar vs. medir face posterior da córnea)

	Face Posterior	Métodos
Estimativa	Fórmula de regressão	Fórmula de Abulafia-Koch
	Modelo matemático	Calculador de Barrett
Medidas reais	Cálculo por traçados de raios (medidas reais da face posterior com Pentacam HR)	PhacoOptics
	Cálculo vetorial (medidas reais da face posterior com Pentacam HR)	Panacea

Uma vez mais, verificou-se que os centróides do erro foram mais baixos nos métodos de estimativa do que nos que usam medidas reais da face posterior da córnea (Tabela 3). Tal foi observado não só no total dos olhos estudados, como também quando subdivididos por tipo de astigmatismo (WTR/ATR), embora as diferenças entre os métodos de estimativa e medidas reais tenham sido superiores em olhos com astigmatismo WTR, o que indica que o Pentacam pode subestimar a potência da superfície posterior da córnea em olhos com astigmatismo WTR. Outros estudos confirmam que o Pentacam e outros tomógrafos baseados em câmaras de Scheimpflug podem subestimar o astigmatismo posterior vertical e sobrestimá-lo no meridiano horizontal^{20,21}. Para além disso, é conhecida a menor reprodutibilidade das câmaras de Scheimpflug na avaliação da face posterior da córnea relativamente ao que é possível para a face anterior²².

Tabela 3 – Valores dos centróides do erro no astigmatismo residual previsto para os diferentes calculadores

Calculador	Centróide (dioptrias @ eixo) ± DP	valor de p componente x (comparação com calculador de Barrett)	valor de p componente y (comparação com calculador de Barrett)
Calculador de Barrett	0,07 ± 0,26 @ 172	-	-
Fórmula de Abulafia-Koch	0,13 ± 0,37 @ 174	0,212	0,323
Panacea	0,25 ± 0,43 @ 173	< 0,001	< 0,001
PhacoOptics	0,29 ± 0,49 @ 171	< 0,001	< 0,001

Os métodos de estimativa permitiram ainda obter maior percentagem de olhos dentro de erros de predição mais baixos (Figura 5).

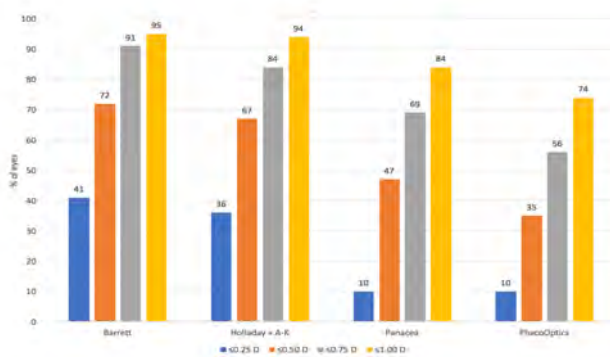


Figura 5 – percentagem de olhos com erros de predição do astigmatismo residual inferiores ou iguais a 0.xx D. A-K = fórmula de Abulafia-Koch.

PERSPETIVAS FUTURAS E CONCLUSÕES

Sabendo as limitações das câmaras de Scheimpflug na avaliação da superfície posterior da córnea, outras tecnologias como a tomografia de coerência óptica do segmento anterior ou a topografia de LEDs coloridos poderão, no futuro, apresentar resultados superiores. Já foi demonstrado que a topografia de LEDs coloridos é mais precisa do que outros métodos topográficos na avaliação do astigmatismo²² estando atualmente em avaliação a precisão das suas medições do astigmatismo total para o cálculo de lentes tóricas. Outra alternativa que parece oferecer bons resultados é a aberrometria intra-operatória²⁴ embora sejam necessários estudos que a comparem com os métodos de cálculo mais atuais.

Em conclusão, enquanto não for possível medir com maior precisão o astigmatismo total de cada olho, individualizando o cálculo da LIO tórica ideal para aquele olho, e embora os calculadores dos fabricantes estejam a ser progressivamente atualizados de forma a ultrapassar as suas limitações iniciais, é fundamental recorrer a estratégias de cálculo que permitam obter o menor astigmatismo residual. De entre os novos calculadores, o calculador tórico de Barrett e a fórmula de Abulafia-Koch (combinada com uma estratégia para considerar também a ELP) são os que permitem obter melhores resultados na cirurgia de catarata com implante de lentes tóricas.

REFERÊNCIAS

1. Macsai MS, Fontes BM. Refractive enhancement following presbyopia-correcting intraocular lens implantation. *Curr Opin Ophthalmol* 2008; 19(1): 18-21.
2. de Vries NE, Webers CA, Touwslager WR, Bauer NJ, de Brabander J, Berendschot TT, Nuijts RM. Dissatisfaction after implantation of multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(5): 859-65.
3. Villegas EA, Alcón E, Artal P. Minimum amount of astigmatism that should be corrected. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40(1): 13-9.
4. Ferreira TB, Hoffer KJ, Ribeiro F, Ribeiro P, O'Neill JG. Ocular biometric measurements in cataract surgery candidates in Portugal. *PLoS One* 2017; 12(10): e0184837.
5. Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R, Peixoto-de-Matos SC, González-Méjome JM, Cerviño A. Prevalence of corneal astigmatism before cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(1): 70-5.
6. Hoffmann PC, Hütz WW. Analysis of biometry and prevalence data for corneal astigmatism in 23 239 eyes. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(9): 1479-85.
7. Visser N, Bauer NJ, Nuijts RM. Toric intraocular lenses: Historical overview, patient selection, IOL calculation, surgical techniques, clinical outcomes, and complications. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(4): 624-37.
8. Holland E, Lane S, Horn JD, Ernest P, Arleo R, Miller KM. Th acrysof

- toric intraocular lens in subjects with cataracts and corneal astigmatism: A randomized, subject-masked, parallel-group, 1-year study. *Ophthalmology* 2010; 117(11): 2104-11.
9. Hayashi K, Manabe SI, Yoshida M, Hayashi H. Effect of astigmatism on visual acuity in eyes with a diffractive multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(8): 1323-29.
 10. Savini G, Hoffer KJ, Carbonelli M, Ducoli P, Barboni P. Influence of axial length and corneal power on the astigmatic power of toric intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(12): 1900-3.
 11. Savini G, Hoffer KJ, Ducoli P. A new slant on toric intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2013; 29(5): 348-54.
 12. Goggin M, Moore S, Esterman A. Outcome of toric intraocular lens implantation after adjusting for anterior chamber depth and intraocular lens sphere equivalent power effects. *Arch Ophthalmol* 2011; 129(8): 998-1003.
 13. Fam HB, Lim KL. Meridional analysis for calculating the expected spherocylindrical refraction in eyes with toric intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33(12): 2072-6.
 14. Holladay JT, Dudeja DR, Koch DD. Evaluating and reporting astigmatism for individual and aggregate data. *J Cataract Refract Surg* 1998; 24(1): 57-65.
 15. Koch DD, Ali SF, Weikert MP, Shirayama M, Jenkins R, Wang L. Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(12): 2080-7.
 16. Koch DD, Jenkins RB, Weikert MP, Yeu E, Wang L. Correcting astigmatism with toric intraocular lenses: Effect of posterior corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(12): 1803-9.
 17. Savini G, Næser K. An Analysis of the Factors Influencing the Residual Refractive Astigmatism After Cataract Surgery With Toric Intraocular Lenses. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2015; 56(2): 827-35.
 18. Ferreira TB, Ribeiro P, Ribeiro FJ, O'Neill JG. Comparison of astigmatic prediction errors associated with new calculation methods for toric intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43(3): 340-7.
 19. Ferreira TB, Ribeiro P, Ribeiro FJ, O'Neill JG. Comparison of Methodologies Using Estimated or Measured Values of Total Corneal Astigmatism for Toric Intraocular Lens Power Calculation. *J Refract Surg* 2017; 33(12): 794-800.
 20. Reitblat O, Levy A, Kleinmann G, Abulafia A, Assia EI. Effect of posterior corneal astigmatism on power calculation and alignment of toric intraocular lenses: Comparison of methodologies. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(2): 217-25.
 21. Koch DD, Jenkins RB, Weikert MP, Yeu E. Correcting astigmatism with toric intraocular lenses: Effect of posterior corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(12): 1803-9.
 22. Aramberri J, Araiz L, Garcia A, Illarramendi I, Olmos J, Oyanarte I, Romay A, Vigarra I. Dual versus single Scheimpflug camera for anterior segment analysis: Precision and agreement. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(11): 1934-49.
 23. Ferreira TB, Ribeiro FJ. A Novel Color-LED Corneal Topographer to assess astigmatism in pseudophakic eyes. *Clin Ophthalmol* 2016; 10: 151-9.
 24. Woodcock MG, Lehmann R, Cionni RJ, Breen M, Scott MC. Intraoperative aberrometry versus standard preoperative biometry and a toric IOL calculator for bilateral toric IOL implantation with a femtosecond laser: One-month results. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(6): 817-25.

Cirugía del cristalino y ojo seco

Itziar Martínez-Soroad^{1,2}, Leire Galdós¹ y Javier Mendicute^{1,2}

1 - Hospital Universitario Donostia, Donostia-San Sebastián, España

2 - Innova Begitek Clínicas Oftalmológicas, Donostia-San Sebastián, España

INTRODUCCIÓN

La cirugía de catarata y, en su extensión, la cirugía de cristalino, ha aumentado el número de sus indicaciones en los últimos años. Tal incremento en indicaciones y número de procedimientos ha sido consecuencia, entre otros factores, de la estandarización del procedimiento quirúrgico, de la disminución de las complicaciones intra y postoperatorias y de la excelencia de los resultados refractivos y visuales en base al desarrollo tecnológico implícito en los nuevos modelos de lentes intraoculares.

Sin embargo, la presencia de ojo seco y/o enfermedad de la superficie ocular puede alterar la precisión de los equipos utilizados en valoración preoperatoria y ensombrecer los resultados visuales postoperatorios y la calidad visual tras la cirugía, siendo también cierto que la propia cirugía o el tratamiento postoperatorio pueden favorecer la aparición de signos y síntomas postoperatorios de ojo seco que pudieran haber pasado inadvertidos preoperatoriamente^{1,2}. La exacerbación de los síntomas (sensación de cuerpo extraño, irritación ocular, quemazón, pesadez de párpados y también alteraciones en la calidad visual) puede ser motivo de insatisfacción y frustración y comprometer la excelencia de los resultados visuales potenciales.

MECANISMO FISIOPATOLÓGICO

La prevalencia del ojo seco aumenta con la edad. Y es también la edad un reconocido factor que hace a la población más susceptible de desarrollar cataratas.

La propia cirugía de cristalino provoca alteraciones en la superficie ocular y, en pacientes con factores de riesgo, puede exacerbar los síntomas de sequedad ocular³.

Está demostrado que la facoemulsificación aumenta la inestabilidad de la película lagrimal⁴. El aumento de la metaplasia escamosa y la disminución de las células caliciformes en la conjuntiva se han relacionado con el tiempo de exposición a la luz del microscopio, a la irrigación profusa con suero durante la cirugía, a la propia desecación por exposición ocular⁵ y al anestésico tópico y colirios aplicados tanto intra como postoperatoriamente¹. Aunque no se conoce con exactitud el mecanismo, estos mismos agentes pudieran alterar la secreción de las glándulas de Meibomio y aumentar la inestabilidad del film lagrimal².

El propio trauma quirúrgico se asocia a la producción de radicales libres, enzimas proteolíticas, prostaglandinas, leucotrienos y demás citoquinas inflamatorias que alteran las características propias de la lágrima en la superficie ocular^{6,7}. Junto a la inestabilidad de la lágrima, los estudios han constatado una disminución en la producción lagrimal⁸ provocado en parte por un efecto neuropático en relación a la incisión corneal⁹ y el calor liberado por la energía ultrasónica de la facoemulsificación¹⁰. El uso del espéculo aspirativo durante la cirugía se ha asociado también con un aumento de los síntomas de sequedad ocular¹¹.

Pero la mayor yatrogenia de la cirugía de catarata parece estar relacionada con el uso del anestésico tópico durante el procedimiento así como en el uso de colirios en el postoperatorio inmediato. La metaplasia escamosa observada tras la cirugía de catarata se acentúa en el sector conjuntival inferior, donde la instilación de los colirios provocan mayor toxicidad¹. Ciertos principios activos, como es el caso de los aminoglucósidos y los AINEs¹², pueden dañar las células epiteliales, pero son los conservantes (el cloruro de benzalconio principalmente) que acompañan a estos colirios los que han demostrado alterar la superficie ocular en mayor medida^{13,14}. En general, estos síntomas duran entre 2 y 3 meses y a los 6 meses los índices de valoración de la superficie ocular vuelven, en general, a los valores preoperatorios^{1,13}.

Los pacientes operados de cristalino de forma asistida con láser femtosegundo (FLACS) presentan también síntomas de ojo seco y se ha observado una mayor captación de fluoresceína en la superficie durante la primera semana postoperatoria por efecto del uso de un anillo de succión¹⁵. Aunque no hay estudios a largo plazo, no hay constancia de que estos pacientes presenten mayor sintomatología de ojo seco a los seis meses de la intervención.

ESTUDIO PREOPERATORIO

Aunque un porcentaje importante de pacientes afectados con la enfermedad del ojo seco no hayan presentado ni manifestado síntomas de sequedad antes de la cirugía de cristalino, es recomendable identificar durante la anamnesis aquellos pacientes que tienen mayor riesgo para desarrollar tal enfermedad.

El diagnóstico preoperatorio es imprescindible para anticiparnos a los posibles efectos del ojo seco tras la cirugía, para advertirlo preoperatoriamente a los pacientes y para anticiparnos a un posible emperoramiento de los síntomas. El diagnóstico preoperatorio nos permitirá anticiparnos e instaurar el tratamiento adecuado¹⁶. Pero, tal vez, no existe ninguna patología ocular en la que se observe tal discordancia entre síntomas referidos por el paciente y signos observados por el médico. Cada vez se pone mayor énfasis en la alteración neurosensorial de la superficie ocular que acompaña al ojo seco. Tal alteración explicaría esta discordancia entre los síntomas y signos que presenta dicha enfermedad¹⁷.

ANAMNESIS

Durante la entrevista clínica sería aconsejable preguntar a los pacientes por posibles síntomas (Tabla 1) de sequedad ocular como la sensación de arenilla, quemazón, escozor, su variación a lo largo del día y situaciones ambientales desencadenantes. La existencia de enfermedades sistémicas previas y actuales y la ingesta de tratamientos médicos deberían de registrarse en la historia clínica.

El último informe del *International Dry Eye Workshop* (DEWS) II incluye una serie de factores de riesgo consistentes¹⁸(Tabla 2) que se aconseja tener en cuenta para

Tabla 1. Preguntas a realizar en la anamnesis para identificar pacientes con mayor riesgo de padecer ojo seco tras la cirugía de catarata:

¿Tiene sensación de arenilla, ardor o quemazón de ojos a lo largo del día?
¿Tiene sequedad en la boca y/o artritis?
¿Padece enfermedad del tejido conectivo? ¿ y Síndrome Sjögren?
¿Ha tenido alguna enfermedad hematológica que ha precisado trasplante de células hematopoyéticas?
¿Qué medicación toma?

detectar a estos pacientes; entre ellos: edad avanzada, ser mujer, padecer una enfermedad del tejido conectivo, tener síndrome Sjögren, haber sido trasplantado de células hematopoyéticas y tomar medicación ansiolítica, antidepressiva, antihistamínica o haber sido tratado con isotretinoína contra el acné son aspectos relevantes para tener ojo seco.

Tabla 2. Factores de riesgo consistentes para desarrollar ojo seco¹⁸:

Edad
Ser mujer
Raza asiática
Tener deficiencia androgénica
Trasplante de células hematopoyéticas
Enfermedad del tejido conectivo
Sd. Sjögren
Tomar medicación: ansiolíticos, antidepressivos, antihistamínicos o isotretinoína

CUESTIONARIOS DE SALUD ESPECÍFICOS

La inclusión de cuestionarios de salud específicos de sequedad ocular como el DEQ-5 (*Cuestionario de Ojo Seco*) (Figura 1) o el OSDI (*Índice de Enfermedad de la Superficie Ocular*)¹⁹ (Figura 2), durante el tiempo de espera, por ejemplo, identificaría de forma sencilla a los pacientes sintomáticos y por tanto más susceptibles de empeorar tras el procedimiento de la cirugía de catarata.

BIOMICROSCOPIA

A día de hoy, no hay una única prueba que se pudiera considerar como *gold standard* y que nos sirviera para identificar a los pacientes con enfermedad de ojo seco. La sintomatología del paciente, así como la exploración en lámpara de hendidura, son las herramientas diagnósticas más útiles para estudiar pacientes susceptibles de empeorar tras sequedad tras la cirugía de cristalino. Los pliegues conjuntivales (Figura 3), que se quedan atrapados con el parpadeo, pueden ser la base de muchos síntomas en el postoperatorio²⁰.

La malposición del borde palpebral, la falta de aposición del punto lagrimal al globo ocular, la existencia de secreción sebácea o escamas en las pestañas así como la presencia de telangiectasias y obturaciones en la salida de las glándulas de Meibomio, son datos biomicroscópicos a tener en cuenta en la historia clínica por suponer un mayor riesgo para presentar ojo seco de tipo evaporativo.

TEST ESPECÍFICOS

De todos los estudios a practicar en el contexto de un ojo

DEQ-5 (Cuestionario de Ojos seco)

1. Preguntas sobre **INCOMODIDAD OCULAR**:

a. En el pasado mes durante un día cualquiera, ¿con qué frecuencia ha presentado incomodidad ocular?

0	Nunca
1	Raras veces
2	Algunas veces
3	Frecuentemente
4	Constantemente

b. Cuando tiene esa incomodidad ocular, ¿cómo de intensa es esa sensación al final del día, durante las dos horas previas a acostarse?

0	Nunca la tengo
1	No muy intensa
2	
3	
4	Muy intensa

2. Preguntas sobre **SEQUEDAZ OCULAR**:

a. En el pasado mes durante un día cualquiera, ¿con qué frecuencia siente los ojos secos?

0	Nunca
1	Raras veces
2	Algunas veces
3	Frecuentemente
4	Constantemente

b. Cuando siente los ojos secos, ¿cómo de intensa es esa sensación al final del día, durante las dos horas previas a acostarse?

0	Nunca la tengo
1	No muy intensa
2	
3	
4	Muy intensa

3. Preguntas sobre **LAGRIMEO OCULAR**:

En el pasado mes durante un día cualquiera, ¿con qué frecuencia ha presentado lagrimeo de los ojos?

0	Nunca
1	Raras veces
2	Algunas veces
3	Frecuentemente
4	Constantemente

Score: 1a + 1b + 2a + 2b + 3 = Total

_____ + _____ + _____ + _____ + _____ = _____

Figura 1. Cuestionario DEQ-5.

Test OSDI (Índice de enfermedad de superficie ocular)

¿Ha experimentado alguna de las siguientes alteraciones durante la última semana?

A	En todo momento	Casi en todo momento	El 50% del tiempo	Casi en ningún momento	En ningún momento
1.Sensibilidad a la luz	4	3	2	1	0
2.Sensación de arenilla en los ojos	4	3	2	1	0
3.Dolor de ojos	4	3	2	1	0
4.Visión borrosa	4	3	2	1	0
5.Mala visión	4	3	2	1	0

Subtotal de celdas contestadas (A) :

¿Ha tenido problemas en los ojos que le han limitado o impedido realizar alguna de las siguientes acciones durante la última semana?

B	En todo momento	Casi en todo momento	El 50% del tiempo	Casi en ningún momento	En ningún momento	NS/NC
6.Leer	4	3	2	1	0	
7.Conducir de noche	4	3	2	1	0	
8.Trabajar con ordenador o utilizar un cajero automático	4	3	2	1	0	
9.Ver la televisión	4	3	2	1	0	

Subtotal de celdas contestadas (B) :

¿Ha sentido incomodidad en los ojos en alguna de las siguientes situaciones durante la última semana?

C	En todo momento	Casi en todo momento	El 50% del tiempo	Casi en ningún momento	En ningún momento	NS/NC
10. Viento	4	3	2	1	0	
11.Lugares con baja humedad (muy secos)	4	3	2	1	0	
12.Zonas con aire acondicionado	4	3	2	1	0	

Subtotal de celdas contestadas (C) :

Puntuación total de las preguntas 1 a 12 (D):

Puntuación total de las preguntas 1 a 12 (D):

Puntuación OSDI = Dx25 / N° de preguntas contestadas

El OSDI se evalúa en una escala de 0 a 100, a mayor puntuación mayor discapacidad.

Figura 2. Cuestionario OSDI.

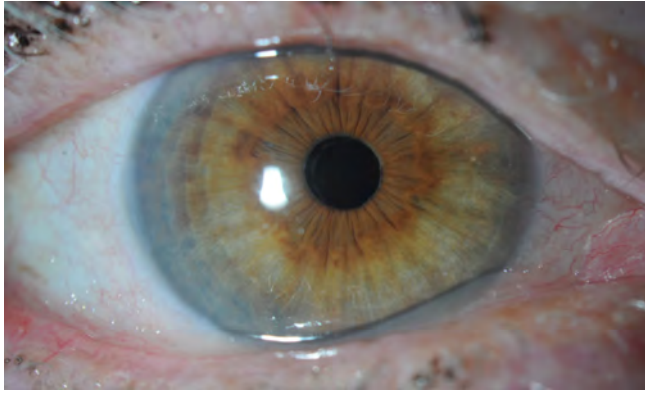


Figura 3. Pliegues conjuntivales. Los pliegues conjuntivales en el borde palpebral son muy sintomáticos en el postoperatorio de la cirugía del cristalino.

seco, el Tiempo de Ruptura Lagrimal (TBUT) es el test más sensible para estudiar la inestabilidad lagrimal¹⁸.

Las Tinciones Vitales son, además, esenciales para estudiar esta inestabilidad lagrimal y el estado del epitelio corneoconjuntival. El verde de lisamina es más sensible para estudiar la superficie ocular ya que tiñe en aquellas zonas donde no hay capa mucínica, mientras que la fluoresceína tiñe aquellas áreas de pérdida de células epiteliales.

Todas estas exploraciones precisan de una metodología de estudio que, en ocasiones, es difícil completar por los escasos tiempos de consulta asignados por la presión asistencial.

Hardten sugiere una prueba sencilla a modo de test de estrés para identificar a los pacientes susceptibles de presentar ojo seco²¹. Recomienda que tras el periodo de espera tras la instilación de gotas midriáticas, la presencia de una queratopatía puntata o irregularidad epitelial, puede ayudar a identificar pacientes con mayor riesgo de presentar ojo seco tras el procedimiento quirúrgico. En todo caso, en la exploración previa del paciente que se va a someter a este tipo de cirugía, se deben tener en cuenta tanto a los pacientes sintomáticos de ojo seco como a los asintomáticos, siendo de sumo interés prestar atención a los hallazgos clínicos de la superficie ocular para advertir la posible presencia de sequedad ocular en el postoperatorio y evitar así que, ante la presencia de factores coadyuvantes, se agraven sus manifestaciones y se ensombrezcan los buenos resultados refractivos y visuales que hemos prometido.

Osmolaridad lagrimal. Ya desde el DEWS I se señala que la hiperosmolaridad²² es el mecanismo principal que pone en marcha la inflamación de la superficie ocular en la enfermedad de ojo seco²³. Hay una correlación positiva demostrada entre la severidad del ojo seco y los valores de osmolaridad²⁴. Los pacientes con una osmolaridad lagrimal superior a 312 mOsm/L presentan mayor sintomatología de sequedad ocular. La posibilidad de realizar un test de osmolaridad a los pacientes antes de operarse de cataratas puede identificar a los pacientes susceptibles de empeorar tras la cirugía. En todo caso, no está demostrado que el procedimiento de cirugía de catarata aumente la osmolaridad lagrimal²⁵.

RECOMENDACIONES Y MANEJO

El diagnóstico es la base para poner los medios para evitar manifestaciones propias del ojo seco tras una cirugía del cristalino. En cualquier caso, hay medidas universales a practicar para evitar la exacerbación de un ojo seco preexistente o para contribuir a la manifestación de síntomas en el postoperatorio.

CUIDADOS PREOPERATORIOS

Aunque sea difícil establecer cifras exactas, se cree que hasta un

70% de los pacientes que se someten a la cirugía de cristalino presentan síntomas de ojo seco²⁶ de diversa intensidad. Sería recomendable haber identificado a los pacientes con síntomas y/o signos de sequedad ocular para advertirlos de un eventual empeoramiento con dicha cirugía. Una mejora en la homeostasis lagrimal evitaría este agravamiento por lo que sería interesante llegar a la cirugía en las mejores condiciones posibles. En pacientes con signos evidentes de ojo seco, la instilación de Ciclosporina A al 0,05% cada 12 h un mes antes de la intervención y varios meses después ha demostrado mejoría en la estabilidad lagrimal, la tinción conjuntival así como en la calidad visual de aquellos pacientes a los que se les había implantado una lente multifocal²⁷.

La existencia de blefaritis, más allá de provocar alteraciones en la superficie ocular, se ha visto que puede aumentar el riesgo de endoftalmitis postoperatoria²⁸. El uso de antibióticos tópicos puede reducir el crecimiento de la flora estafilocócica y mejorar a su vez la sintomatología²⁹. Es recomendable realizar higiene palpebral en estos pacientes, aunque no en los periodos pre y postoperatorios próximos a la cirugía para evitar la movilización de los gérmenes. La doxiciclina oral es un tratamiento excelente para mejorar la flora y también los síntomas³⁰ y signos³¹ de los pacientes que sufren disfunción de glándulas de Meibomio, especialmente en el contexto de una rosácea.

CUIDADOS INTRAOPERATORIOS

Es aconsejable tener presente, durante la cirugía de cristalino, que el tiempo de exposición del ojo a la luz del microscopio, la desecación y el anestésico tópico pueden influir sobre el epitelio corneoconjuntival. El mejor cuidado de la superficie ocular se logra con el uso de una solución viscosa como la de hidroximetilpropilcelulosa al 2% que ha demostrado ser eficaz para la conservación del epitelio expuesto³².

En relación a las incisiones, se aconseja realizarlas lo más pequeñas posibles y en un solo plano, evitando preincisiones profundas. Las preincisiones corneales en la cirugía de cristalino han sido asociadas a mayor alteración en la sensibilidad corneal³³ y mayor riesgo de acumular secreciones a su nivel.

CUIDADOS POSTOPERATORIOS

En cuanto al postoperatorio, la modificación de pautas en los protocolos mejora la clínica de la sequedad ocular.

Los colirios libres de conservantes son más respetuosos con la superficie ocular³⁴, por lo que se aconseja incluir corticoides y antiinflamatorios tópicos libres de conservantes.

Los AINEs tópicos pueden alterar el epitelio corneal y se han descrito casos de defectos corneales^{35,36} en relación a estos medicamentos. En casos de pacientes con ojos secos severos, Sjögren por ejemplo, se aconseja evitar o disminuir en la medida de lo posible el tiempo de aplicación de este principio activo.

Una vez advertidos de la posibilidad de la aparición del efecto adverso de la sequedad, los pacientes con mayor riesgo de presentarlo, deben ser instruidos en la administración de lágrimas artificiales sin conservantes durante los cuidados postoperatorios, siendo más recomendables las formulaciones que incluyan ácido hialurónico o carboximetilcelulosa^{37,38}.

El empeoramiento de los síntomas tras la retirada de corticoides precisa en ocasiones prolongar el uso de corticoides de menor potencia (tipo flumetolona o rimexolona) durante varias semanas³⁹.

Si la recuperación se retrasa y si los síntomas son moderados o severos se puede aplicar Ciclosporina A al 0,05% durante 3-6 meses con una pauta de dosis cada 12 horas^{27,40}. Incluso se ha visto pudiera ser eficaz aplicándola una vez al día⁴¹.

Son esperanzadores los resultados que ofrece el secretagogo diquafosol tetrasódico (Diquas®; Santen, Osaka, Japón) en los

pacientes afectados de ojo seco. Es un agonista del receptor P2Y2 purinérgico que estimula la secreción del componente acuoso y de mucina por parte de las células epiteliales conjuntivales y células caliciformes, lo que conduce a una mejor estabilidad de la película lagrimal en el ojo seco⁴². Está aprobado su uso en Japón y Corea del Sur y varios ensayos controlados aleatorios han demostrado que la aplicación de diquafosol tópico mejora significativamente los marcadores objetivos de la enfermedad de ojo seco, así como la tinción fluoresceínica corneconjuntival, el TBUT y el test de Schirmer^{43,44,45}.

CONCLUSIONES

Al plantearnos una cirugía sobre el cristalino, deberíamos ser conscientes de la posibilidad de agravar síntomas propios de ojo seco o de precipitar su aparición en pacientes que previamente no presentaban síntomas ni signos. El éxito de nuestra cirugía se basa no solo en los resultados visuales o en las ópticas implantadas sino sobretudo en la satisfacción del paciente.

Advertir, en la entrevista previa a la cirugía, sobre la posible aparición de síntomas de sequedad ocular, puede hacer más aceptable su posterior tratamiento.

En caso de que se presenten síntomas de ojo seco, es conveniente explicar el carácter generalmente autolimitado del cuadro con resolución del mismo en varios meses, ayudar al paciente a sobrellevar mejor sus síntomas y evitar así ensombrecer los resultados visuales y refractivos obtenidos.

Identificar, durante la entrevista clínica, con una sistemática de trabajo, a aquellos pacientes con mayor riesgo, puede contribuir a anticiparnos al agravamiento de los síntomas, mejorar la homeostasis lagrimal y realizar la cirugía de cristalino en las mejores condiciones posibles de la superficie ocular.

A su vez, sería deseable generalizar el uso de colirios libres de conservantes en el postoperatorio para disminuir la toxicidad sobre la superficie ocular.

Si la recuperación de los síntomas y signos de sequedad ocular se prolonga, se puede realizar tratamiento tópico con corticoides durante varias semanas para aminorar la clínica o instilar colirio de Ciclosporina A al 0,05% durante los meses que sea necesario.

REFERENCIAS

1. Lix XM, Hu L, Hu J, Wang W. Investigation of dry eye disease and analysis of the pathogenic factors in patients after cataract surgery. *Cornea* 2007; 26 (9 Suppl 1): S16-S20.
2. Han KE, Yoon SC, Ahn JM, Nam SM, Stulting RD, Kim EK, Seo KY. Evaluation of dry eye and meibomian gland dysfunction after cataract surgery. *Am J Ophthalmol* 2014; 157(6): 1144-50.
3. Cho YK, Kim MS. Dry eye after cataract surgery and associated intraoperative risk factors. *Korean J Ophthalmol* 2009; 23(2): 65-73.
4. Liu X, Gu YS, Xu YS. Changes of tear film and tear secretion after phacoemulsification in diabetic patients. *J Zhejiang Univ Sci B* 2008; 9(4): 324-8.
5. Kasetsuwan N, Satitpitakul V, Changul T, Jariyakosol S. Incidence and pattern of dry eye after cataract surgery. *Plos One* 2013; 8(11): e78657.
6. McColgin AZ, Heier JS. Control of intraocular inflammation associated with cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2000; 11(1): 3-6.
7. Chee SP, Ti SE, Sivakumar M, Tan DT. Postoperative inflammation extracapsular cataract extraction versus phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg* 1999; 25(9) :1280-5.
8. Oh T, Jung Y, Chang D, Kim J, Kim H. Changes in the tear film and ocular surface after cataract surgery. *Jpn J Ophthalmol* 2012; 56(2): 113-8.
9. Sitompul R, Sancoyo GS, Hutauruk JA, Gondhowiardjo TD. Sensitivity change in cornea and tear layer due to incision difference

- cataract surgery with either manual small incision cataract surgery or phacoemulsification. *Cornea* 2008; 27 (Suppl 1): S13-8.
10. Mencucci R, Ambrosini S, Ponchiotti C, Marini M, Vannelli GB, Menchini U. Ultraound termal damage to Rabbit corneas after simulated phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31(11): 2180-6.
11. Moom H, Yoon JH, Hyun SH, Kim KH. Short-term influence of aspirating speculum use on dry eye after caract surgery: a prospective study. *Cornea* 2014; 33(4): 373-5.
12. Gokhale NS, Vemuganti GK. Diclofenac-induced acute corneal melt after collagen crosslinking for keratoconus. *Cornea* 2010; 29(1): 117-9.
13. Cetinkaya S, Mestan E, Acir NO, Cetinkaya YF, Dadaci Z, Yener HI. The course of dry eye after phacoemulsification surgery. *BMC Ophthalmol* 2015; 15:68.
14. Baudouin C, Labbé A, Liang H, Pauly A, Brignole-Baudouin F. Preservatives in eyedrops: the good, the bad and the ugly. *Prog Retin Eye Res* 2010; 29(4): 312-34.
15. Yu Y, Hua H, Wu M, Yu Y, Yu W, Lai K, Yao K. Evaluation of dry eye after femtosecond laser-assisted cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(12): 2614-23.
16. Korb DR. Survey of preferred tests for diagnosis of the tear film and dry eye. *Cornea* 2000; 19(4): 483-6.
17. Belmonte C, Nichols JJ, Cox SM, Brock JA, Begley CG, Bereiter DA, Dartt DA, Galor A, Hamrah P, Ivanusic JJ, Jacobs DS, McNamara NA, Rosenblatt MI, Stapleton F, Wolffsohn JS. TFOS DEWS II pain and sensation report. *Ocul Surf* 2017; 15(3) :404-37.
18. Wolffsohn JS, Arita R, Chalmers R, Djalilian A, Dogru M, Dumbleton K, Gupta PK, Karpecki P, Lazreg S, Pult H, Sullivan BD, Tomlinson A, Tong L, Villani E, Yoon KC, Jones L, Craig JP. TFOS DEWS II Diagnostic Methodology report. *Ocul Surf* 2017; 15(3): 539-74.
19. Schiffman RM, Christianson MD, Jacobsen G, Hirsch JD, Reis BL. Reliability and validity of the Ocular Surface Disease Index. *Arch Ophthalmol* 2000; 118(5): 615-21.
20. Németh JI, Fodor E, Lang Z, Kosina-Hagyó K, Berta A, Komár T, Petricek I, Higazy M, Prost M, Grupcheva C, Kemer OE, Schollmayer P, Samaha A, Hlavackova K. Lid-parallel conjunctival Folds (LIPCOF) and dry eye: a multicentre study. *Br J Ophthalmol* 2012; 96(11): 1380-5.
21. Hardten DR. Dry eye disease in patients after cataract surgery. *Cornea* 2008; 27(7): 855.
22. Methodologies to diagnose and monitor dry eye disease: report of the Diagnostic Methodology Subcommittee of the International Dry Eye WorkShop (2007). *Ocul Surf* 2007; 5(2): 108-52.
23. Tomhinson A, Khanal S, Ramaesh K, Diaper C, McFadyen A. Tear film osmolarity: determination of a referent dry eye diagnosis. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2006; 47(10): 4309-15.
24. Sullivan BD, Whitmer D, Nichols KK, Tomlinson A. An objective approach to dry eye disease severity. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2010; 51(12): 6125-30.
25. González-Mesa A, Paz Moreno-Arrones J, Ferrari D, Teus MA. Role of tear osmolarity in dry eye symptoms after cataract surgery. *Am J Ophthalmol* 2016; 170: 128-32.
26. Vehof J, Kozareva D, Hysi PG, Hammond CJ. Prevalence and risk factors of dry eye disease in British female cohort. *Br J Ophthalmol* 2014; 98(12): 1712-7.
27. Donnenfeld ED, Solomon R, Roberts CW, Wittppenn JR, McDonald MB, Perry HD. Cyclosporine 0.05% to improve visual outcomes after multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(7): 1095-100.
28. Speaker MG, Milch FA, Shah MK, Eisner W, Kreiswirth BN. The role of external bacterial flora in the pathogenesis of acute postoperative endophthalmitis. *Ophthalmology* 1991; 98(5): 639-49.
29. Luchs J. Efficacy of topical azithromycin ophthalmic solution 1% in the treatment of posterior blepharitis. *Adv Ther* 2008; 25(9): 858-70.
30. Akpek EK, Merchant A, Pinar V, Foster CS. Ocular rosacea: patient characteristics and follow-up. *Ophthalmology* 1997; 104(11): 1863-7
31. Zengin N, Tol H, Gündüz K, Okudan S, Balevi S, Endoğru H.

- Meibomian gland dysfunction and tear film abnormalities in rosacea. *Cornea* 1995; 14(2): 144-6.
32. Chen YA, Hirnsschall N, Findl O. Comparison of corneal wetting properties of viscous eye lubricant and balanced salt solution to maintain optical clarity during cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(10): 1806-8.
 33. John T. Corneal sensation after small incision, sutureless, one-handed phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg* 1995; 21(4): 425-8.
 34. Baudouin C, Labbé A, Liang H, Pauly A, Brignole-Baudouin F. Preservatives in eyedrops: the good, the bad and the ugly. *Prog Retin Eye Res* 2010; 29(4): 312-34.
 35. Wolf EJ, Kleiman LZ, Schrier A. Nepafenac-associated corneal melt. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33(11): 1974-5.
 36. Khalifa YM, Mifflin MD. Keratitis and corneal melt with ketorolac tromethamine after conductive keratoplasty. *Cornea* 2011; 30(4): 477-8.
 37. Mencucci R, Boccalini C, Caputo R, Favuzza E. Effect of a hyaluronic acid and carboxymethylcellulose ophthalmic solution on ocular comfort and tear-film instability after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(8): 1699-704.
 38. Yao K, Bao Y, Ye J, Lu Y, Bi H, Tang X, Zhao Y, Zhang J, Yang J. Efficacy of 1% carboxymethylcellulose sodium for treating dry eye after phacoemulsification: results from a multicenter, open-label, randomized, controlled study. *BMC Ophthalmol* 2015; 15: 28.
 39. Pflugfelder SC, Maskin SL, Anderson B, Chodosh J, Holland EJ, De Paiva CS, Bartels SP, Micuda T, Proskin HM, Vogel R. A randomized, double-masked, placebo-controlled, multicenter comparison of loteprednol etabonate ophthalmic suspension, 0.5%, and placebo for treatment of keratoconjunctivitis sicca in patients with delayed tear clearance. *Am J Ophthalmol* 2004; 138(3): 444-57.
 40. Pflugfelder SC, De Paiva CS, Villareal AL, Stern ME. Effect of sequential artificial tear and cyclosporine emulsion therapy on conjunctival goblet cell density and transforming growth factor-beta2 production. *Cornea* 2008; 27(1): 64-9.
 41. Su MY, Perry HD, Barsam A, Perry AR, Donnenfeld ED, Wittmann JR, D'Aversa G. The effect of decreasing the dosage of cyclosporine A 0.05% on dry eye disease after 1 year of twice-daily therapy. *Cornea* 2011; 30(10): 1098-104.
 42. Park DH, Chung JK, Seo du R, Lee SJ. Clinical effects and safety of 3% Diquafosol ophthalmic solution for patients with dry eye after cataract surgery: a randomized controlled trial. *Am J Ophthalmol* 2016; 163: 122-1.
 43. Lau OC, Samarawickrama C, Skalicky SE. P2Y2 receptor agonists for the treatment of dry eye disease: a review. *Clin Ophthalmol* 2014; 8: 327-34.
 44. Gong L, Sun X, Ma Z, Wang Q, Xu X, Chen X, Shao Y, Yao K, Tang L, Gu Y, Yuan H, Chua WH, Chuan JC, Tong L. A randomised, parallel group comparison study of diquafosol ophthalmic solution in patients with dry eye in China and Singapore. *Br J Ophthalmol* 2015; 99(7): 903-8.
 45. Park DH, Chung JK, Seo du R, Lee SJ. Clinical effects and safety of 3% Diquafosol Ophthalmic Solution for patients with dry eye after cataract surgery: a randomized controlled trial. *Am J Ophthalmol* 2016; 163: 122-31.

Lentes multifocais e endotélio

António Limão

Instituto de Microcirurgia Ocular (IMO), Lisboa, Portugal

LENTE MULTIFOCAIS

O objetivo da implantação de lentes multifocais ou pseudoacomodativas é a redução da dependência de óculos. As tecnologias empregues na construção das lentes multifocais destinam-se à criação de pelo menos dois focos, por forma a gerar visão simultânea¹.

Para focar a luz proveniente de distâncias diferentes, as lentes multifocais utilizam ópticas de diferentes tipos: refrativas ou difrativas. As ópticas refrativas multifocais têm curvaturas variáveis para produzir diferentes pontos focais, enquanto as ópticas difrativas dividem a luz, obtendo um plano focal para longe e outro para perto².

As lentes multifocais formam duas imagens de um objeto situado a uma determinada distância, sendo que só uma destas imagens está focada na retina. Assim, enquanto uma imagem está focada, a outra está sobreposta e desfocada.

Este fenómeno resulta na diminuição do contraste e da nitidez da imagem na retina e pode contribuir para o aparecimento de disfotozírias, como halos e deslumbramento³.

As lentes multifocais provocam a perda de cerca de 30% da sensibilidade ao contraste e também uma discreta diminuição da acuidade visual corrigida, geralmente inferior a uma linha⁴. As lentes multifocais difrativas, quando comparadas com as refrativas, apresentam na maior parte dos estudos melhores resultados no que se refere à acuidade visual para perto e sensibilidade ao contraste, provocando simultaneamente menos disfotozírias².

A criteriosa seleção dos doentes candidatos ao implante de lentes multifocais é fundamental para a obtenção de um bom resultado funcional: independência de óculos para longe e para perto e simultaneamente boa qualidade de visão.

Por um lado, deve ser feita uma cuidadosa avaliação da personalidade, expectativas e necessidades ocupacionais dos doentes⁴. Para além desta avaliação subjetiva, é igualmente fundamental a realização de um exame oftalmológico completo por forma a identificar toda e qualquer alteração que possa comprometer a qualidade da visão após o implante de uma lente multifocal, particularmente a transparência da córnea e a qualidade do filme lacrimal, a aberrometria corneana, o ângulo K e a função macular⁴.

ENDOTÉLIO CORNEANO

O endotélio corneano é uma monocamada de células que cobre a superfície posterior da córnea e cuja principal função é a de transportar água do estroma para a câmara anterior. É graças a este mecanismo que a córnea se mantém transparente. Na espécie humana, as células endoteliais não possuem capacidade de se replicar, pelo que a regeneração endotelial, após perda celular, é feita apenas à custa do alargamento (megalocitose) e migração celular⁵.

A avaliação clínica da densidade e morfologia celular do endotélio e da função endotelial é feita através da microscopia especular e da paquimetria.

As alterações endoteliais podem ser congénitas, distróficas ou adquiridas.

As alterações congénitas consistem em malformações do segmento anterior, hereditárias ou esporádicas – Síndrome de Axenfeld-Rieger e Anomalia de Peter.

De entre as Distrofias Endoteliais: Distrofia Endotelial Hereditária Congénita, Distrofia Posterior Polimórfica e Distrofia Endotelial de Fuchs, interessa particularmente esta última, no âmbito deste capítulo, quer por ser a mais frequente, quer pela sua evolução lentamente progressiva.

A Distrofia de Fuchs é uma doença hereditária autossómica dominante, de penetrância incompleta, embora surjam também casos esporádicos. É bilateral e assimétrica e mais frequente nas mulheres do que nos homens (2,5/1). Inicia-se habitualmente na 4ª – 5ª década de vida, apresentando-se no seu primeiro estadió pelo aparecimento de Guttata central - excrescências focais da Membrana de Descemet e deposição geográfica de pigmento. Evolui depois lentamente para Guttata confluyente, perda progressiva de células endoteliais e consequente edema do estroma e epitelial, inicialmente micro-quístico e finalmente edema do estroma posterior, com o aparecimento de pregas da membrana de Descemet (estadió 2). No estadió 3, ocorre cicatrização subepitelial com opacificação da córnea e vascularização periférica. A sua incidência não é bem conhecida, mas numa grande série, foi detetada Guttata confluyente em 3,7% dos indivíduos com mais de 40 anos de idade⁵.

O endotélio pode também sofrer alterações adquiridas, em resultado de traumatismos, hipoxia (lentes de contacto, glaucoma agudo), uveítes, infeções virais, glaucoma pseudo-exfoliativo e diabetes.

LENTE MULTIFOCAIS E ENDOTÉLIO

Tendo em conta que as lentes multifocais, independentemente do tipo de tecnologia que empregam, estão associadas a uma perda de qualidade de visão, com diminuição da sensibilidade ao contraste e aparecimento de disfotozírias, torna-se evidente que a boa qualidade óptica da córnea é um fator fundamental para o sucesso daqueles implantes.

A média das aberrações de alta ordem (HOA) em córneas normais é de $0.38 \pm 0.14 \mu\text{m}$ na zona óptica de 6,0 mm⁶.

A perda adicional de qualidade óptica provocada pela lente multifocal, sugere que doentes com HOA superiores a 0.50 μm na zona óptica de 6,0 mm, não são bons candidatos para o implante deste tipo de lentes⁴.

Assim, nos doentes candidatos ao implante de lentes multifocais, torna-se indispensável a avaliação da qualidade óptica da córnea.

Diversos estudos comprovam que as alterações morfológicas e funcionais do endotélio corneano, nomeadamente no contexto da Distrofia de Fuchs, comprometem a qualidade de visão^{7,8}.

Na fase inicial da Distrofia de Fuchs, a presença de Guttata,

ainda na ausência de edema, provoca já alterações da qualidade de visão, com diminuição da acuidade visual e da sensibilidade ao contraste. Existe uma forte correlação entre a área de Guttata e a deterioração da visão, cuja causa é atribuída à dispersão anterior da luz (*Straylight*)^{7,8}.

Com a evolução da doença observa-se o aumento da espessura da córnea, causado pelo edema, o qual é mais acentuado na sua área central. A consequente irregularidade corneana provoca o aumento das HOA⁷.

Acresce que a Distrofia de Fuchs é uma doença progressiva, embora essa progressão seja lenta, após o seu aparecimento, entre a 4ª e a 5ª década de vida.

Kim *et al.* estudaram a evolução natural da doença a longo prazo, em olhos não operados e o efeito da cirurgia de catarata sobre a progressão da doença. Em olhos não operados, num período de seguimento de 4 anos, observou-se progressão significativa apenas no aumento da paquimetria, sendo que as variações da densidade celular e do coeficiente de variação (CV) não foram significativas.

Nos olhos submetidos a facoemulsificação de catarata, registou-se um aumento da perda média anual de células endoteliais em comparação com os olhos não operados, respetivamente de 20,39%/ano e 0,82%/ano⁹.

CONCLUSÕES

Nos doentes candidatos ao implante de lentes multifocais, é fundamental a avaliação pré-operatória da transparência e da qualidade óptica da córnea, bem como do filme lacrimal. Para garantir um bom resultado funcional com o implante destas lentes, devem ser despistados todos os casos com alterações da transparência da córnea, aberrometria elevada e má qualidade do filme lacrimal, sendo esta última suscetível, em muitos casos, de ser corrigida com tratamento adequado. As alterações endoteliais afetam a qualidade de visão, quer pela diminuição da transparência do próprio endotélio e da membrana de Descemet, quer pelo potencial edema progressivo da córnea, causado pela disfunção endotelial. Particularmente, a Distrofia de Fuchs deve ser considerada uma contra-indicação absoluta para o implante de lentes multifocais, dado que prejudica a qualidade de visão desde a sua apresentação, com o aparecimento da Guttata, e ainda por ser lentamente progressiva, crescendo que esta progressão é acelerada pela cirurgia de facoemulsificação

REFERÊNCIAS

1. Agresta B, Knorz MC, Kohnen T, Donatti C, Jackson D. Distance and near visual acuity improvement after implantation of multifocal intraocular lenses in cataract patients with presbyopia: a systematic review. *J Refract Surg* 2012; 28(6): 426-35.
2. Braga-Mele R, Chang D, Dewey S, Foster G, Henderson BA, Hill W, Hoffman R, Little B, Mamalis N, Oetting T, Serafano D, Talley-Rostov A, Vasavada A, Yoo S, ASCRS Cataract Clinical Committee. Multifocal intraocular lenses: Relative indications and contraindications for implantation. *J Cataract Refract Surg*. 2014; 40(2): 313-22.
3. Schmickler S, Bautista CP, Goes F, Shah S, Wolffsohn JS. Clinical evaluation of a multifocal aspheric diffractive intraocular lens. *Br J Ophthalmol* 2013; 97(12): 1560-4.
4. Holladay JT. Multifocal IOLs: Patient selection and optical performance. *Ocular Surgery News U.S. Edition*, February 10, 2017.
5. Tuft SJ, Coster DJ. The corneal endotelium. *Eye (Lond)* 1990; 4(Pt 3): 389-424.
6. McCormick GK, Porter J, Cox IG, MacRae S. Higher-Order Aberrations in Eyes with Irregular Corneas after Laser Refractive Surgery. *Ophthalmology*; 112(10): 1699-709.
7. Watanabe S. Relationship between Corneal Guttatae and Quality of Vision in Patients with Mild Fuch's Endothelial Corneal Dystrophy. *Ophthalmology* 2015; 122 (10): 2103-9.
8. van der Meulen, IJ Patel SV, Lapid-Gortzak R, Nieuwendaal CP, McLaren JW, van den Berg TJ. Quality of Vision in Patients with

9. Fuchs Endothelial Dystrophy and after Descemet Stripping Endothelial Keratoplasty. *Arch Ophthalmol* 2011; 129(12): 1537-42.
- Kim YW, Kim MK, Wee WR. Long-term Evaluation of Endothelial Cell Changes in Fuchs Corneal Dystrophy: The Influence of Phacoemulsification and Penetrating Keratoplasty. *Korean J Ophthalmol*. 2013; 27(6): 409-15.

O olho dominante, o estrabismo e a ambliopia e a cirurgia refrativa

Ana Carolina Abreu¹, Ricardo Parreira^{1,2}, Miguel Lume¹ e Pedro Menéres^{1,2}

1 - Centro Hospitalar do Porto, Portugal

2 - Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar (ICBAS), Universidade do Porto, Portugal

O OLHO DOMINANTE NA CIRURGIA DA PRESBIOPIA

O conceito de dominância ocular corresponde à tendência a preferir o *input* visual de um olho em relação ao olho adelfo¹. Shneur *et al.*², no seu estudo, sugerem que o olho dominante tem prioridade de processamento perceptual, mesmo nos momentos em que não existe competição entre os dois olhos, resultados que são também sugeridos em estudos de imagem com estimulação monocular, que encontraram maior ativação bilateral após estimulação do olho dominante^{3,4}. Esta dominância acompanha-se de diferentes efeitos perceptivos: os indivíduos são mais precisos quando usam o seu olho dominante^{5,6,7}; as imagens parecem mais claras⁸ e maiores^{1,9} quando vistas pelo olho dominante; e as imagens estabilizadas na retina desaparecem mais lentamente quando vistas pelo olho dominante⁸.

Os testes diagnósticos que visam determinar a dominância ocular podem ser divididos em dois grupos. O primeiro grupo obriga os sujeitos a usar a visualização monocular, por exemplo, olhando para um objeto através de uma pequena abertura. Confrontados com esses desafios, as pessoas tendem a favorecer um olho sobre o outro. O segundo grupo consiste em testes que medem o balanço do *input* sensorial entre os olhos. A maioria destes usa alvos de rivalidade binocular (estereodisparidade) para avaliar a magnitude do domínio ocular¹⁰. Geralmente, o primeiro grupo de testes é denominado como testes de dominância ocular e o segundo como testes de prevalência ocular ou testes de dominância sensorial. A equivalência entre estes dois grupos de testes é ainda objeto de estudo: de facto, alguns autores sugerem que existe uma dicotomia entre os dois tipos de dominância ocular¹⁰⁻¹², enquanto que outros mostram correlação entre os testes de prevalência e os de dominância ocular^{13,14}.

Classicamente, a dominância ocular era considerada um fenómeno fixo já que a maioria dos adultos mostra uma preferência consistente por um dos olhos¹. No entanto, nos últimos anos alguns estudos mostraram a possibilidade de alteração da dominância ocular com as alterações da posição horizontal dos olhos¹⁵ ou pelo tamanho relativo das imagens na retina¹⁶. Um estudo recente, que avaliou o efeito da cirurgia de catarata na dominância ocular, apoia a teoria de que a dominância ocular possa ser um atributo com plasticidade, uma vez que, em 21.2% dos doentes estudados, houve alteração na dominância após a cirurgia de catarata¹⁷. Este estudo sugere ainda que esta plasticidade diminui com a idade. Na experiência dos Autores, constata-se a possibilidade de alteração da dominância ocular nas crianças mais pequenas, verificando-se rápida redução da plasticidade que o permite com a idade.

Na área da cirurgia refrativa, a dominância ocular tem implicações, nomeadamente quando é utilizada a estratégia da monovisão. A monovisão é uma forma de correção da presbiopia na qual um olho, geralmente o dominante, é corrigido para

a visão de longe e o outro, o não-dominante, para a visão de perto^{18,19}. Esta estratégia baseia-se na hipótese de que o olho não-dominante será mais facilmente suprimido pela imagem relativamente desfocada para longe, apoiada, por exemplo, pelos estudos de Schor e Erikson²⁰ e de Collins *et al.*²¹.

O sucesso da monovisão implica que os doentes consigam ver com qualidade em todas as distâncias. Assim, a extensão de visão binocular nítida deve ser contínua e igual à soma da extensão de visão nítida monocular, sem interferência da visão desfocada de um dos olhos. No entanto, como referido anteriormente, o *input* do olho dominante produz uma resposta maior para um dado estímulo do que o *input* do olho não-dominante. Estudos recentes demonstram que existe uma correlação forte entre a magnitude da dominância ocular e a satisfação do doente após indução de monovisão com a implantação de lentes intraoculares^{13,22}. Neste sentido, alguns autores defendem que para que haja sucesso na monovisão, a supressão da imagem desfocada deve ser flexível entre os olhos, podendo haver vantagem em doentes com dominância ocular menos marcada ou dominância alternada^{22,23,24}.

Em resumo, um dos fatores mais importante para o sucesso da monovisão é o efeito de dominância ocular^{18,11}. Não obstante, outros fatores como a estereopsia ou a adição binocular desempenham também o seu papel na monovisão. Um melhor conhecimento da interligação destes fatores e o desenvolvimento de técnicas mais precisas para a sua avaliação são necessárias para que no futuro seja possível fazer uma melhor seleção pré-operatória dos candidatos a este tratamento, conduzindo a melhores resultados e maior satisfação dos doentes.

A INFLUÊNCIA DA DOMINÂNCIA OCULAR NA ESTRATÉGIA CIRÚRGICA

É fundamental estabelecer estratégias diferenciadas em três circunstâncias específicas decorrentes do estudo da dominância e da binocularidade:

1. Estratégia de monovisão com lentes monofocais ou cirurgia queratorefrativa com LASER de Excimer;
2. Estratégia de mini-monovisão com lentes intraoculares de foco alargado (EDOF: *Enhanced Depth of Focus*);
3. Utilização de lentes multifocais (bifocais ou trifocais) - com bons resultados em doentes selecionados, com ótima função monocular e binocular, mas com resultados menos definidos perante circunstâncias em que a visão binocular está comprometida.

A estratégia de monovisão está suportada por estudos como os de Schor e Erikson²⁰ e de Collins *et al.*²¹. Baseia-se na hipótese de que o olho não-dominante será mais facilmente suprimido perante imagens relativamente desfocadas ao longe. Lembra-se que poderá haver maior vantagem em doentes com dominância ocular menos marcada ou dominância alternada^{22,23,24}.

Assim, no que diz respeito a estratégias de monovisão seja

com lentes intraoculares monofocais ou em casos de LASER Excimer escolhe-se habitualmente a emetropia para o olho dominante. Reserva-se hipercorreção na potência de lentes intra-oculares para o olho não-dominante, escolhendo refração alvo pós-operatória próxima de -1,25 dioptrias, e, de forma semelhante, no casos de correção com LASER estabelece-se como alvo uma miopia residual leve para o olho não-dominante. Relativamente às lentes EDOF, há frequentemente necessidade de uso de óculos de leitura, para distâncias mais curtas. Sendo estas lentes frequentemente escolhidas para utilizadores de visão com predomínio de longe e intermédia (computador), vários autores utilizam a sobrecorreção num dos olhos para minorar a insuficiência da autonomia de óculos na visão de perto. Esta estratégia, a mini-monovisão, está condicionada pela determinação prévia da dominância ocular e pela escolha de alvo refrativo discretamente miópico (-0,50 dioptrias) para o olho não-dominante, à semelhança da estratégia clássica de monovisão^{25,26,27}.

Genericamente, a maioria dos cirurgiões considera como melhor indicação para lentes multifocais - a técnica atualmente mais escolhida para correção de presbiopia - quando está perante indivíduos com boa acuidade visual potencial nos dois olhos, sem patologia que reduza a sensibilidade ao contraste e em que a divisão de luz por dois ou mais focos, seja atenuada pela soma da melhoria da visão obtida pelos dois olhos em percepção simultânea. Esta adição, frequentemente, permite ultrapassar a acuidade visual do melhor olho ao longe, mas também melhorar significativamente os resultados ao perto. Obtêm-se assim resultados binoculares claramente superiores aos obtidos em monocularidade²⁸. Não raramente, constata-se que apenas com a cirurgia dos dois olhos se obtém acuidade visual, designadamente para perto, suficiente para a pretendida independência de óculos de leitura. No entanto, não existem estudos de implementação de lentes intraoculares multifocais em casos de alterações de binocularidade e ausência de estereopsia que condicionem o resultado da adição da visão dos dois olhos. Mesmo em casos de boa acuidade visual potencial nos dois olhos, mas na presença de supressão alternante, como nas pessoas com microestrabismo, este efeito aditivo não estará presente e a sua ausência irá potencialmente limitar os resultados funcionais^{29,30}.

O estrabismo e a ambliopia e a cirurgia refrativa

Classicamente, a ambliopia foi definida por Von Noorden³¹ como “uma diminuição da acuidade visual, para a qual não é encontrada uma causa no exame físico ocular, causada por privação visual ou interação binocular anormal”. É a causa mais comum de diminuição da acuidade visual monocular em crianças e adultos jovens, afetando 2-5% da população³². A ambliopia caracteriza-se por uma função visual alterada, afetando não só a acuidade visual mas outros parâmetros da função visual, nomeadamente, a acuidade de Vernier, a sensibilidade ao contraste e a velocidade de leitura, que estão também diminuídas. A causa mais frequente da ambliopia é o estrabismo, geralmente a endotropia infantil. O estrabismo refere-se a um desalinhamento ocular causado por anomalias na visão binocular ou por anomalias do controlo muscular da motilidade ocular. A segunda causa é a anisometropia, seguida da associação entre o estrabismo e a anisometropia e a causa menos comum é a privação sensorial³³.

O desenvolvimento anormal produzido pela privação sensorial, anisometropia ou o estrabismo resultam em alterações no córtex visual primário. O sistema visual em desenvolvimento usa padrões de atividade para refinar as conexões neurais e é extremamente sensível à concorrência binocular desigual e à inibição competitiva. Estudos em macacos demonstraram que a privação sensorial monocular

causa, no córtex estriado, uma atrofia das colunas de dominância ocular desse olho. Na anisometropia, a imagem desfocada de um dos olhos conduz a menor sensibilidade dos neurónios corticais correspondentes e, subsequentemente, a uma sinalização mais fraca por parte destes. Tal resulta num desequilíbrio neuronal binocular, reduzindo a atividade binocular, com alteração do funcionamento do sistema parvocelular. Já no estrabismo, dois fatores contribuem para o desenvolvimento da ambliopia. O primeiro é a supressão interocular pela não correspondência das imagens, o outro fator é a própria imagem desfocada do olho desviado. Ambos os fatores causam assincronia ou inibição dos sinais na camada 4C do córtex estriado^{34,35}.

Se, no passado, se assumia que a ambliopia era uma comorbidade visual permanente, recentemente, os avanços na compreensão da complexidade do neuroprocessamento nesta patologia conduziram a novas técnicas visuais de reabilitação que podem restaurar de forma modesta a visão e até a estereopsia em adultos³⁶⁻³⁹.

Neste capítulo, os autores procuram fazer uma revisão da aplicação das diferentes modalidades de cirurgia refrativa no tratamento da ambliopia e do estrabismo.

USO DE CIRURGIA QUERATOREFRATIVA NO TRATAMENTO DE ERROS REFRACTIVOS ASSOCIADOS A AMBLIOPIA E/OU ESTRABISMO

No tratamento da ambliopia e do estrabismo, a correção óptica associada ou não à oclusão ou penalização farmacológica são as formas mais comumente utilizadas. No entanto, um subgrupo de doentes não responde a estas formas de tratamento por vários motivos, entre os quais a aniseiconia e a falta de adesão ao tratamento, especialmente em crianças com patologias oculares mais complexas ou associadas a patologia sistémica. Neste sentido, vários estudos mostraram o potencial da cirurgia queratorefrativa como alternativa ao tratamento da ambliopia anisométrica em crianças⁴⁰⁻⁴⁴. Os Autores, num estudo publicado em 1998⁴⁵, também demonstraram que o LASIK mostrou eficácia na redução ou eliminação de anisometropias ambliogénicas, permitindo, quando associado a um tratamento convencional, uma recuperação importante da acuidade visual.

Apesar do potencial mais reservado destes tratamentos em adultos, vários estudos demonstraram que a acuidade visual pode melhorar após correção refrativa, oclusão ou perda visual do olho não ambliope. Assim sendo, também a cirurgia queratorefrativa pode ter o seu papel no tratamento da ambliopia anisométrica e/ou na endotropia acomodativa.

Agca *et al.*⁴⁶ mostraram que 25% dos olhos ambliopes submetidos a correção refrativa com LASIK melhoraram duas ou mais linhas na melhor acuidade visual corrigida (MAVC). Roszkowska *et al.*⁴⁷ mostraram que o LASER Excimer é uma opção segura e eficaz no tratamento da ambliopia ametrópica e anisométrica em adultos.

Vários estudos demonstraram que a cirurgia queratorefrativa reduz o ângulo de desvio nas endotropias acomodativas total ou parcialmente, quer em adolescentes quer em adultos jovens⁴⁸⁻⁵⁴.

Shi *et al.*⁵⁵, no seu estudo em adultos ambliopes com endotropia acomodativa submetidos a cirurgia queratorefrativa, obtiveram resultados satisfatórios quer no alinhamento ocular e acuidade visual quer na função binocular, mostrando piores resultados em casos de alta hipermetropia.

A experiência crescente neste campo, aliada às potenciais vantagens desta modalidade terapêutica (melhor *compliance*, menor aberração óptica, menor aniseiconia), pode permitir no futuro que a cirurgia queratorefrativa se afirme como alternativa terapêutica no tratamento na anisometropia

na infância, podendo ter um papel eventual no tratamento da ambliopia, que potencie os tratamentos com oclusão e atropina. Constata-se, contudo, que muitos estudos nesta área carecem de longo *follow-up*.

USO DE LENTES INTRAOCULARES (LIOS) FÁQUICAS NO TRATAMENTO DA AMBLIOPIA E/OU DO ESTRABISMO

As LIOs fáticas desempenham um papel importante na correção de altos erros refrativos. Alguns estudos demonstraram melhoria da ambliopia em crianças e adolescentes tratados com LIOs fáticas para a anisometropia miópica⁵⁶⁻⁶⁰. Esta melhoria na MAVC foi observada mesmo após a idade de plasticidade visual. Por exemplo, Alió *et al.*⁶¹ estudaram a resposta de adultos com ambliopia anisométrica com astigmatismo miópico ao tratamento com implantação de LIOs fáticas. Mostraram melhoria da MAVC, com 91,5% dos doentes a melhorar pelo menos uma linha na MAVC e nenhum caso de perda de acuidade visual. No estudo de Gonzalez-Lopez *et al.*⁶², que comparou o tratamento com LASIK e LIOs fáticas em adultos com ambliopia por miopia moderada, ambas as técnicas mostraram eficácia e segurança na correção da miopia, sendo que as LIOs fáticas apresentaram melhores resultados visuais do que o LASIK.

Apesar de serem poucos os estudos sobre o uso de LIOs fáticas no tratamento da ambliopia anisométrica, os resultados promissores reportados e as vantagens destas lentes em relação à cirurgia queratorefrativa (qualidade de visão e menor indução de aberrações ópticas), tornam-nas uma possível alternativa no tratamento da ambliopia anisométrica. As suas graves complicações potenciais, em particular a endoftalmite, a catarata e a descompensação endotelial, obrigam contudo a cuidados redobrados na sua utilização.

USO DE LIOs MULTIFOCAIS EM CRIANÇAS

As crianças com cataratas congénitas que necessitam de cirurgia de catarata são crianças propensas a desenvolver ambliopia. As principais razões para o desenvolvimento da ambliopia nessas crianças é não só a privação de estímulo visual pré-operatório mas também a mudança do poder refrativo durante as duas primeiras décadas de vida e a falta de multifocalidade devido à perda de acomodação após a cirurgia.

A implantação de LIOs acomodativas ou multifocais poderia ser uma solução teórica para atenuar este problema, uma vez que possibilitariam uma reabilitação rápida da visão de longe, intermédia e de perto, menor necessidade de óculos e, como tal, melhor autoestima da criança. Gray e Lyall⁶³ reportaram o primeiro caso de implantação de LIO multifocal numa criança de 6 anos, mostrando melhoria na sua qualidade de vida. Jacobi *et al.*⁶⁴ avaliaram 36 olhos de crianças (idades compreendidas entre os 2 e os 14 anos) submetidas a implantação de LIO multifocal após cirurgia de catarata e concluíram que este tratamento seria uma alternativa viável, principalmente em doentes com catarata unilateral, uma vez que melhoraria a visão binocular e a estereopsia. Cristobal *et al.*⁶⁵ mostraram a sua experiência com a implantação de LIOs multifocais em cinco crianças (idades compreendidas entre os 4 e os 6 anos) com catarata unilateral e relataram melhoria da acuidade visual em todos os casos e, em 4 casos, fusão e melhor estereopsia. No entanto, existem ainda algumas questões em estudo e as publicações são ainda escassas⁶⁶.

Apesar destes resultados aparentemente promissores, são necessários mais estudos. As alterações refrativas inerentes ao crescimento do globo ocular e a ambliopia suscitam problemas dificilmente ultrapassáveis e as publicações com

seguimentos longos são parcas.

Não existem estudos publicados em que sejam utilizadas lentes EDOF como a Symfony® (Abbott Medical Optics) em doentes em idade pediátrica.

USO DE LIOs MULTIFOCAIS EM ADULTOS AMBLÍOPESE EM ADULTOS COM ESTRABISMO

Atualmente, a maioria dos autores e a FDA não recomenda o uso de LIO multifocais nos doentes com ambliopia ou estrabismo. Nos doentes com ambliopia, mesmo uma diminuição discreta da sensibilidade ao contraste pode, após implantação destas lentes, produzir uma redução desproporcional na função visual^{29,30}.

Nos doentes com estrabismo ou forias, as LIOs multifocais não são a melhor opção. Os doentes com monofixação alternada, não conseguem atingir o benefício de soma da visão binocular multifocal simultânea. Os doentes com endotropia de pequeno ângulo ou forias, para além da ausência do benefício da multifocalidade binocular, podem ainda apresentar risco acrescido de descompensação da patologia de base^{29,30}. Adicionalmente, estudos recentes sugerem que o ângulo kappa por si só contribui para a existência de fenómenos fotópicos após a implantação de LIOs multifocais, pelo que este parâmetro deve ser avaliado no pré-operatório^{67,68}.

A literatura é escassa no que respeita ao uso de lentes multifocais em adultos ambliopes ou com estrabismo. Não existem estudos realizados em doentes com estrabismo. As duas publicações existentes em doentes com ambliopia mostraram bons resultados para a visão de longe e perto e uma melhoria discreta da binocularidade em alguns doentes. Petermeier *et al.*⁶⁹ estudaram a implantação da lente Restor® (Alcon Laboratories, Inc.) em doentes com ambliopia ligeira a moderada anisométrica. De Witt *et al.*⁷⁰ estudaram a implantação da lente MPlus® (Oculentis) em doentes com ambliopia anisométrica.

Em suma, a cirurgia refrativa, com toda a sua panóplia de modalidades terapêuticas, pode, futuramente, assumir um papel mais relevante no tratamento da ambliopia e de algumas formas de estrabismo. Por outro lado, a evolução do conhecimento dos fenómenos fisiopatológicos inerentes a estas patologias, a evolução das técnicas cirúrgicas e o melhor planeamento pré-operatório, poderão permitir maximizar o potencial visual de olhos ambliopes, mantendo sempre o foco na melhoria da qualidade de visão e na qualidade de vida dos doentes.

REFERÊNCIAS

1. Porac C, Coren S. The dominant eye. *Psychol Bull*, 1976; 83(5): 880-97.
2. Shneur E, Hochstein S. Eye dominance effects in feature search. *Vision Res* 2006; 46(25): 4258-69.
3. Menon RS, Ogawa S, Strupp JP, Ugurbil K. Ocular dominance in human V1 demonstrated by functional magnetic resonance imaging. *J Neurophysiol* 1997; 77(5): 2780-87.
4. Rombouts SA, Barkhof F, Sprenger M, Valk J, Scheltens P. The functional basis of ocular dominance: Functional MRI (fMRI) finding. *Neurosci Lett* 1996; 221(1): 1-4.
5. Coren S. Sensorimotor performance as a function of eye dominance and handedness. *Percept Mot Skills* 1999; 88(2): 424-26.
6. Freeman GL, Chapman JS. Minor studies from the psychological laboratory of Northwestern University. *Am J Psychol* 1935; 47: 146-51.
7. Lund FH. The dependence of eye-hand coordinations upon eye-dominance. *Am J Psychol*, 1932; 44: 756-62.
8. Porac C, Coren S. Monocular asymmetries in vision: a phenomenal basis for eye signature. *Can J Psychol* 1984; 38(4): 610-24.
9. McManus IC, Tomlinson J. Objects look different sizes in the right and left eyes. *Laterality*, 2004; 9(3): 245-65.

10. Seijas O, Gómez de Liaño P, Gómez de Liaño R, Roberts CJ, Piedrahita E, Diaz E. Ocular Dominance Diagnosis and Its Influence in Monovision. *American Journal of Ophthalmology* 2007; 144(2): 209-16.
11. Ooi TL, He ZJ. Sensory eye dominance. *Optometry* 2001; 72(3): 168-77
12. Lopes-Ferreira D, Neves H, Queiros A, Faria-Ribeiro M, Peixoto-de-Matos SC, González-Méijome JM. Ocular Dominance and Visual Function Testing. *BioMed Res Int*; 2013; 2013: 238943.
13. Handa T, Mukuno K, Uozato H, Niida T, Shoji N, Shimizu K. Effects of dominant and nondominant eyes in binocular rivalry. *Optom Vis Sci* 2004; 81(5): 377-82.
14. Kommerell G, Schmitt C, Kromeier M, Bach M. Ocular prevalence versus ocular dominance. *Vision Res* 2003; 43(12): 1397-403.
15. Khan AZ, Crawford JD. Ocular dominance reverses as a function of horizontal gaze angle. *Vis Res* 2001; 41(14): 1743-48.
16. Banks MS, Ghose T, Hillis JM. Relative image size, not eye position, determines eye dominance switches. *Vis Res*, 2004; 44(3): 229-34.
17. Schwartz R, Yatziv Y. The effect of cataract surgery on ocular dominance. *Clin Ophthalmol* 2015; 9: 2329-33.
18. Jain S, Arora I, Azar DT. Success of monovision in presbyopes: review of the literature and potential applications to refractive surgery. *Surv Ophthalmol* 1996; 40(6): 491-9.
19. Goldberg DB. Laser in situ keratomileusis monovision. *J of Cataract Refract Surg*. 2001; 27(9): 1449-55.
20. Schor C, Erikson P. Patterns of binocular suppression and accommodation in monovision. *Am J Optom and Physiol Opt* 1988; 65(11): 853-61.
21. Collins M, Goode A, Brown B. Distance visual acuity and monovision. *Optom Vis Sci*, 1993; 70(9): 723-8.
22. Handa T, Mukuno K, Uozato H, Niida T, Shoji N, Minei R, Nitta M, Shimizu K. Ocular dominance and patient satisfaction after monovision induced by intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg*, 2004; 30(4): 769-74.
23. Schor C, Landsman L, Erikson P. Ocular dominance and the interocular suppression of blur in monovision. *Am J Optom Physiol Opt* 1987; 64(10): 723-30.
24. Sippel KC, Jain S, Azar DT. Monovision achieved with excimer laser refractive surgery. *Int Ophthalmol Clin* 2001; 41(2): 91-101.
25. Zettl S, Reiß S, Terwee T, Guthoff RF, Beck R, Stachs O. Effect of pseudophakic mini-monovision as an option for independence of spectacles in everyday life. *Klin Monbl Augenheilkd* 2014; 231(12): 1196-202.
26. Labiris G, Toli A, Perente A, Ntonti P, Kozobolis VP. A systematic review of pseudophakic monovision for presbyopia correction. *Int J Ophthalmol* 2017; 10(6): 992-1000.
27. Cochener B, Concerto Study Group. Clinical outcomes of a new extended range of vision intraocular lens: International Multicenter Concerto Study. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(9): 1268-75.
28. Tsaousis KT, Plainis S, Dimitrakos SA, Tsinopoulos IT. Binocularity enhances visual acuity of eyes implanted with multifocal intraocular lenses. *J Refract Surg* 2013; 29(4): 246-50.
29. Braga-Mele R, Chang D, Dewey S, Foster G, Henderson BA, Hill W, Hoffman R, Little B, Mamalis N, Oetting T, Serafino D, Talley-Rostov A, Vasavada A, Yoo S, ASCRS Cataract Clinical Committee. Multifocal intraocular lenses: Relative indications and contraindications for implantation. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40(2): 313-22.
30. Alio JL, Pikkil J. Multifocal Intraocular Lenses: The art and the practice. Cham: Springer; 2014.
31. Von Noorden GK. Binocular Vision and Ocular Motility: Theory and Management of Strabismus. St Louis: Mosby; 2002.
32. de Zárata BR, Tejedor J. Current concepts in the management of amblyopia. *Clinical Ophthalmology* 2007; 1(4): 403-14.
33. Hillis A, Flynn JT, Hawkins BS. The evolving concept of amblyopia: a challenge to epidemiologists. *Am J Epidemiol* 1983; 118(2): 192-205.
34. Matsubara J. Central visual pathways In: Kaufman PL, Alm A, Adler FH. Adler's physiology of the eye: Clinical application. St. Louis: Mosby 2003: 641-709.
35. Shan Y, Moster ML, Roemer RA, Siegfried JB. Abnormal function of the parvocellular visual system in anisometropic amblyopia. *J Pediatr Ophthalmol and Strabismus* 2000; 37(2): 73-8.
36. Hess RF, Babu RJ, Clavagnier S, Black J, Bobier W, Thompson B. The iPod binocular home-based treatment for amblyopia in adults: efficacy and compliance. *Clin Exp Optom* 2014; 97(5): 389-98.
37. Vedamurthy I, Nahum M, Huang SJ, Zheng F, Bayliss J, Bavelier D, Levi DM. A dichoptic custom-made action video game as a treatment for adult amblyopia. *Vision Res* 2015; 114: 173-87.
38. Bonaccorsi J, Berardi N, Sale A. Treatment of amblyopia in the adult: insights from a new rodent model of visual perceptual learning. *Front Neural Circuits*. 2014; 8: 82.
39. Moseley M, Fielder A. Improvement in amblyopic eye function and contralateral eye disease: evidence of residual plasticity. *Lancet* 2001; 357(9260): 902-4.
40. Astle WF, Rahmat J, Ingram AD, Huang PT. Laser-assisted subepithelial keratectomy for anisometropic amblyopia in children: outcomes at 1 year. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33(12): 2028-34.
41. Tychsen L, Packwood E, Berdy G. Correction of large amblyopiogenic refractive errors in children using the excimer laser. *J AAPOS* 2005; 9(3): 224-33.
42. Autrata R, Rehurek J. Laser-assisted subepithelial keratectomy and photorefractive keratectomy for the correction of hyperopia: results of a 2-year follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29(11): 2105-14.
43. Autrata R, Rehurek J. Laser-assisted subepithelial keratectomy and photorefractive keratectomy versus conventional treatment of myopic anisometropic amblyopia in children. *Journal Cataract Refract Surg* 2004; 30(1): 74-84.
44. Alió JL, Artola A, Claramonte P, Ayala MJ, Chipont E. Photorefractive keratectomy for pediatric myopic anisometropia. *J Cataract Refract Surg* 1998; 24(3): 327-30.
45. Menêres P. LASIK em crianças – Queratomileusis com LASER EXCIMER no tratamento da ambliopia anisométrica. *Revista da Sociedade Portuguesa de Oftalmologia* 1998; XXII (3-4): 41-4.
46. Ağca A, Özgürhan EB, Baz O, Bozkurt E, Özkaya A, Yaşa D, Demirok A. Laser in situ keratomileusis in adult patients with anisometropic amblyopia. *Int J Ophthalmol* 2013; 6(3): 362-9.
47. Roszkowska AM, Biondi S, Chisari G, Messina A, Ferreri FM, Meduri A. Visual outcome after excimer laser refractive surgery in adult patients with amblyopia. *Eur J Ophthalmol* 2006; 16(2): 214-8.
48. Hoyos JE, Cigales M, Hoyos-Chacon J, Ferrer J, Maldonado-Bas A. Hyperopic laser in situ keratomileusis for refractive accommodative esotropia. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28(9): 1522-29.
49. Hutchinson AK, Serafino M, Nucci P. Photorefractive keratectomy for the treatment of purely refractive accommodative esotropia: 6 years' experience. *Br J Ophthalmol* 2010; 94(2): 236-40.
50. Brugnoli de Pagano OM, Pagano GL. Laser in situ keratomileusis for the treatment of refractive accommodative esotropia. *Ophthalmology* 2012; 119(1): 159-63.
51. Stidham DB, Borissova O, Borissova V, Prager TC. Effect of hyperopic laser in situ keratomileusis on ocular alignment and stereopsis in patients with accommodative esotropia. *Ophthalmology* 2002; 109(6): 1148-53.
52. Magli A, Iovine A, Gagliardi A, Fimiani F, Nucci P. LASIK and PRK in refractive accommodative esotropia a retrospective study on 20 adolescent and adult patients. *Eur J of Ophthalmol*. 2009; 19(2): 188-95.
53. Nucci P, Serafino M, Hutchinson AK. Photorefractive keratectomy followed by strabismus surgery for the treatment of partly accommodative esotropia. *J AAPOS* 2004; 8(6): 555-9.
54. Sabetti L, Spadea L, D'Alessandri L, Balestrazzi E. Photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis in refractive accommodative esotropia. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31(10): 1899-903.
55. Shi M, Jiang H, Niu X, Dai H, Ye Y. Hyperopic corneal refractive surgery in patients with accommodative esotropia and amblyopia. *J AAPOS* 2014; 18(4): 316-20.
56. Lesueur LC, Arne JL. Phakic intraocular lens to correct high myopic amblyopia in children. *Journal of Refractive Surgery*. 2002; 18: 519-23.
57. Chipont EM, Garcia-Hermosa P, Alio JL. Reversal of myopic

- anisometropic amblyopia with phakic intraocular lens implantation. *J Refract Surg* 2001; 17(4): 460-2.
58. Lesueur LC, Arne JL. Phakic posterior chamber lens implantation in children with high myopia. *J Cataract and Refract Surg* 1999; 25(12): 1571-5.
 59. Benezra D, Cohen E, Karshai I. Phakic posterior chamber intraocular lens for the correction of anisometropia and treatment of amblyopia. *Am J Ophthalmol* 2000; 130(3): 292-6.
 60. Saxena R, van Minderhout HM, Luyten GP. Anterior chamber iris-fixed phakic intraocular lens for anisometropic amblyopia. *Journal Cataract Refract Surg* 2003; 29(4): 835-8.
 61. Alió JL, Ortiz D, Abdelrahman A, de Luca A. Optical Analysis of Visual Improvement after Correction of Anisometropic Amblyopia with a Phakic Intraocular Lens in Adult Patients. *Ophthalmology* 2007; 114(4): 643-7.
 62. Gonzalez-Lopez F, Alonso-Santander N, Mompean B, Bilbao-Calabuig R, Calvache JA, Beltran J. Visual outcomes in adult amblyopic eyes with moderate myopia after corneal laser surgery versus copolymer phakic intraocular lens implant. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(11): 2513-23.
 63. Gray PJ, Lyall MG. Diffractive multifocal intraocular lens implants for unilateral cataracts in presbyopic patients. *Br J of Ophthalmol* 1992; 76(6): 336-7.
 64. Jacobi PC, Dietlein TS, Koenen W. Multifocal intraocular lens implantation in pediatric cataract surgery. *Ophthalmology* 2001; 108(8): 1375-80.
 65. Cristobal JA, Ramon L, Del Buey MA, Montes-Mico R. Multifocal intraocular lenses for unilateral cataract in children. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(12): 2035-40.
 66. Rychwalski PJ. Multifocal IOL implantation in children: is the future clear? *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(12): 2019-21.
 67. Prakash G, Prakash DR, Agarwal A, Kumar DA, Agarwal A, Jacob S. Predictive factor and kappa angle analysis for visual satisfactions in patients with multifocal IOL implantation. *Eye (London)* 2011; 25(9): 1187-93.
 68. Karhanova' M, Maresova K, Pluhacek F, Mlcak P, Vlaci O, Sin M. The importance of angle kappa for centration of multifocal intraocular lenses. *Cesk Slov Oftalmol* 2013; 69(2): 64-8.
 69. de Wit DW, Diaz JM, Moore TC, Moore JE. Refractive lens exchange for a multifocal intraocular lens with a surface-embedded near section in mild to moderate anisometropic amblyopic patients. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(10): 1796-801.
 70. Petermeier K, Gekeler F, Messias A, Spitzer MS, Haigis W, Szurman P. Implantation of multifocal ReSTOR apodised diffractive intraocular lens in adults with mild to moderate amblyopia. *Br J Ophthalmol* 2009; 93(10): 1296-301.

O Ângulo Kappa e a cirurgia refrativa

Maria João Quadrado^{1,2} e João Quadrado Gil^{1,2,3}

1 - Centro de Responsabilidade Integrado de Oftalmologia - Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra, Portugal

2 - Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, Portugal

3 - Associação para a Investigação Biomédica em Luz e Imagem (AIBLI), Coimbra, Portugal

INTRODUÇÃO

Uma parte considerável dos avanços importantes que a cirurgia refrativa alcançou nas últimas décadas deve-se não apenas a uma evolução técnica, mas, sobretudo, a uma evolução conceptual na abordagem ao doente refrativo. A abordagem cirúrgica deixou de ser *one size fits all* para uma quase “obsessão” com a caracterização do olho a operar e a personalização da cirurgia. Uma dessas preocupações, cada vez mais presente na mente do cirurgião refrativo, prende-se com o estudo do ângulo *kappa*. O ângulo *kappa* define-se como o ângulo entre o eixo visual (linha imaginária que une o ponto de fixação e a fóvea) e o eixo pupilar (linha perpendicular que passa pelo centro da pupila e o centro da curvatura da córnea)¹. Representa a quantificação do desalinhamento entre o feixe de luz que atravessa a superfície refrativa da córnea e o feixe de luz formado pela passagem pela pupila. Clinicamente, é facilmente identificado pela distância entre o reflexo luminoso corneano (primeira imagem de Purkinje) e o centro da pupila: descentrado nasalmente se o ângulo *kappa* for positivo ou descentrado temporalmente se o ângulo *kappa* for negativo².

A importância do alinhamento dos diferentes eixos dentro do sistema visual - e da definição do que constitui o “centro” - tem sido amplamente discutida na literatura de referência e é um ponto fulcral na avaliação pré-operatória e no planeamento da cirurgia refrativa³. A maioria das plataformas de LASER Excimer orientam a ablação pelo centro da pupila, em parte porque o centro da pupila é facilmente identificável, ao contrário do centro do eixo visual. No entanto, nem sempre essa opção é a mais indicada. A presença de um ângulo *kappa* elevado significa que o desalinhamento entre os vários “centros” possíveis é potencialmente demasiado grande e pode levar a resultados insatisfatórios. Num doente submetido a cirurgia querato-refrativa isso pode resultar numa zona de ablação descentrada e, conseqüentemente, no aparecimento de astigmatismo irregular² ou sub-correção³. Num doente submetido a implante de lente intra-ocular (LIO), isso pode levar a um descentramento da LIO e a um aumento dos fenómenos difractivos⁴.

A atenção dedicada ao ângulo *kappa* - pertinente em qualquer cirurgia refrativa - é particularmente importante quando o objetivo é tratar o doente presbíope ou pré-presbíope. Uma parte considerável dos candidatos a cirurgia refrativa para tratamento da presbiopia serão hipermetropes, um grupo de doentes que apresenta valores de ângulo *kappa* mais elevados e em que o seu impacto será previsivelmente maior^{1,2}. Por outro lado, as soluções cirúrgicas atualmente disponíveis para tratamento do doente presbíope - nomeadamente a utilização de LIO multifocais - são incomparavelmente mais exigentes em termos de seleção do doente ideal do que as opções cirúrgicas que não almejam restaurar a multifocalidade.

Neste capítulo alguns conceitos sobre o ângulo *Kappa* serão sucintamente revistos; a sua caracterização e avaliação; e de que forma esta avaliação interfere com as opções cirúrgicas atualmente disponíveis para tratar o doente presbíope.

ÂNGULO KAPPA

Como referido anteriormente, o ângulo *kappa* compreende a distância angular entre o eixo pupilar - uma linha perpendicular imaginária que liga o centro da córnea ao centro da pupila - e o eixo visual - a linha que representa o trajeto de um raio de luz do ponto de fixação até à fóvea. Embora na literatura clínica a designação “ângulo *kappa*” seja a mais utilizada, alguns autores, sobretudo na área da física e óptica, utilizam também a notação “ângulo *lambda*”. A diferença entre ambos é conceptual e de origem histórica⁵. Na prática, a diferença é clinicamente negligenciável e para efeitos de clareza utilizar-se-á apenas a designação “ângulo *kappa*” por ser a mais utilizada.

A estimativa do valor do ângulo *kappa* pode ser realizada de diversas formas. A mais intuitiva, mas menos precisa, passa pela simples observação do reflexo corneano, ou primeira imagem de Purkinje. O doente deve ser instruído a olhar diretamente e fixar uma fonte de luz posicionada à sua frente. Se existir um descentramento do reflexo da imagem de luz em relação ao centro da pupila isso pode significar que um dos olhos (ou ambos) não apresenta fixação foveal. Na presença dessa suspeita deve ser realizado o *cover test* para excluir a presença de um desvio. Se o *cover test* for negativo é também importante avaliar a acuidade visual e a biomicroscopia. Um reflexo corneano descentrado pode ocorrer em casos de corectopia, colobomas da íris ou outras anomalias do segmento anterior. Também a presença de patologia macular significativa pode condicionar uma fixação excêntrica e alterar a posição do reflexo corneano. Na ausência de estrabismo, anomalias pupilares ou baixa acuidade visual, o descentramento entre o reflexo corneano e o centro da pupila corresponde ao ângulo *kappa* fisiológico. Em condições normais esse descentramento é nasal, correspondendo a um ângulo *kappa* positivo. Isso significa que a fóvea está localizada ligeiramente temporal em relação ao ponto em que o eixo pupilar intersecta o polo posterior. Um descentramento temporal do reflexo corneano em relação ao centro da pupila é designado como um ângulo *kappa* negativo e é altamente invulgar na população normal^{2,6}. A avaliação através do exame objetivo, embora útil, não permite uma quantificação precisa do valor do ângulo *kappa* e é francamente insuficiente como estudo pré-operatório do doente refrativo. Existem diversos métodos disponíveis para a avaliação objetiva do valor do ângulo *kappa*. Todos os aparelhos para estudo do segmento anterior mais disseminados comercialmente - Orbscan II (Bausch & Lomb Surgical, Inc), Pentacam (Oculus, Inc) e Galilei (Ziemer Ophthalmic Systems AG) - fornecem automaticamente o valor do ângulo *kappa*. No caso do Orbscan II o ângulo *kappa* é medido automaticamente como a distância entre o centro da pupila e o centro do reflexo do anel de plácido na córnea, com uma resolução de 0.01 mm. No Galilei o ângulo *kappa* é calculado a partir da distância entre o centro da pupila e o centro de 4 primeiros reflexos de Purkinje criados por 4

pontos de luz incluídos no aparelho. A resolução é de 0,01 mm.

O Pentacam não calcula diretamente o ângulo *kappa* mas disponibiliza a distância entre os valores cartesianos X e Y, correspondentes ao vértex corneano e centro da pupila, respetivamente. O vértex corneano corresponde ao ponto de máxima elevação da córnea no momento de fixação no alvo. Se o olho funcionasse como um sistema coaxial perfeito, o vértex corneano corresponderia perfeitamente à interseção do eixo óptico na córnea. O ângulo formado entre o eixo óptico e o eixo visual denomina-se ângulo *alfa* e não corresponde ao ângulo *kappa* mas está positivamente correlacionado com este, fornecendo uma estimativa clinicamente útil do seu valor.

DADOS POPULACIONAIS

Não existem muitos estudos descritivos sobre a distribuição do ângulo *kappa* na população normal. Os que existem apresentam entre si diferenças tanto na população estudada como nos métodos de medição utilizados, o que torna a sua comparação problemática. No entanto, existem algumas tendências que são consistentes ao longo da literatura e clinicamente pertinentes. O valor do ângulo *kappa* parece variar de forma significativa de acordo com o estado refractivo do indivíduo e quase todos os estudos apresentam os dados divididos segundo esse critério. Já no século XIX, Donders descrevia valores médios de ângulo *kappa* de 2,0° em míopes, 5,082° em emétopes e 7,55° em hipermetropes⁷. Valores mais pequenos foram descritos por Giovanni *et al.* mas mantendo a mesma tendência: 1,9° em míopes, 2,5° em emétopes e 2,8° em hipermetropes (excluindo os valores negativos)⁸. Em 2006, Basmak *et al* analisaram 300 indivíduos saudáveis (150 homens e 150 mulheres, idade média 28,74 ± 1,63 [20-40] anos), calculando o valor do ângulo *kappa* através de sinóptoforo e do Orbscan II². Reportaram um ângulo *kappa* médio de 5,65 ± 0,108 nos olhos direitos e 5,73 ± 0,108 nos olhos esquerdos de hipermetropes, mais elevado do que os 5,55 ± 0,138 nos olhos direitos e 5,62 ± 0,108 nos olhos esquerdos de emétopes, e ainda mais do que os 4,51 ± 0,118 em olhos direitos e 4,73 ± 0,118 em olhos esquerdos de míopes. A correlação com o estado refractivo verificou-se também dentro de cada subgrupo: nos olhos míopes o ângulo *kappa* diminuiu no sentido de erros refractivos mais negativos; nos olhos hipermetropes o ângulo *kappa* aumentou com o aumento do erro refrativo positivo. De notar que o valor médio do ângulo *kappa* foi consistentemente superior no olho esquerdo². Num outro estudo utilizando o Orbscan II, com 442 participantes (idade média 40,6 ± 15,8 [14-81] anos), o ângulo *kappa* médio foi 5,46 ± 1,33° considerando todos os indivíduos analisados¹. Em indivíduos míopes, emétopes ou hipermetropes o valor do ângulo *kappa* médio foi 5,13 ± 1,50°, 5,72 ± 1,10°, and 5,52 ± 1,19°. Verificou-se também uma diminuição significativa (p<0,001) do ângulo *kappa* com a idade: 0,015°/ano. Qazi *et al* também descreveu uma diferença estatisticamente significativa (p<0,01) nos valores médios de ângulo *kappa* em doentes míopes (5,0° ± 1,2°) e hipermetropes (6,9° ± 1,3°) que realizaram LASIK⁹. Com o envelhecimento, o olho humano sofre múltiplas alterações. Algumas delas, nomeadamente alterações no posicionamento da pupila e alterações no raio de curvatura da córnea anterior ou no raio de curvatura das superfícies anterior e posterior do cristalino, poderiam potencialmente implicar alterações consistentes do ângulo *kappa* com a idade. No entanto, não é certo que uma eventual redução do ângulo *kappa* com a idade ocorra de forma linear ao longo do tempo, sendo os seus valores relativamente estáveis ao longo das várias faixas etárias¹⁰.

Uma referência importante deve ser feita em relação ao estudo

de Peace *et al.*, que demonstrou que os valores do ângulo *kappa* (medidos com Pentacam) podem variar conforme o posicionamento do doente. Com a passagem da posição sentada para uma posição supina (durante uma cirurgia, por exemplo) o componente horizontal aumenta e o componente vertical diminui. Esta potencial discrepância entre valores deve ser tomada em conta, por exemplo, em doentes com valores próximos dos limites superiores da normalidade¹¹.

Outros resultados reportados na literatura estão sumarizados na Tabela 1.

TABELA 1:

Donders ⁷	2,0	5,082	7,55			
Giovani ⁸	1,9	2,5	2,8			
Hashemi ¹	Míopes	Emétopes	Hipermetropes			
Orbscan II	5,13	5,72	5,52			
Basmak ² individuals were further classified according to the degree of myopia and hyperopia. The spherical equivalent error measures were grouped into six categories: > or = -3,00 diopters (D)						
	OD	OE	OD	OE	OD	OE
Orbscan II	1,74	1,91	2,78	3,32	3,44	3,84
Sinóptoforo	4,51	4,73	5,55	5,62	5,65	5,73
Qazi ⁹ shape, and uniformity of the videokeratographic functional optical zone (FOZ)						
Orbscan II	5,0	-			6,9	
Prakash ¹²						
Orbscan II	4,9					
Yeo ¹³						
Orbscan II	3,14	-			3,50	
UBM + Humphrey Atlas 995	3,19					
Gharraee ¹⁴						
Orbscan II	5,16			4,78		
Burian ¹⁵	2,6					
Sung ¹⁶						
Pentacam	3,95		4,84		5,30	

OD: olho direito; OE: olho esquerdo

IMPORTÂNCIA CLÍNICA NA CIRURGIA DA PRESBIOPIA

A presbiopia manifesta-se como a perda progressiva da amplitude de acomodação e é o erro refrativo mais comum a partir dos 40 anos de idade. As causas da presbiopia, provavelmente de origem multifactorial, permanecem uma fonte de controvérsia e ultrapassam o âmbito deste capítulo.

Existem múltiplas opções cirúrgicas para correção da presbiopia e em quase todas elas a avaliação do ângulo *kappa* pode ser um fator importante no sucesso clínico. De entre as mais disseminadas podem-se seleccionar aquelas que implicam cirurgia corneana e aquelas que implicam a implantação de lentes intra-oculares (LIO).

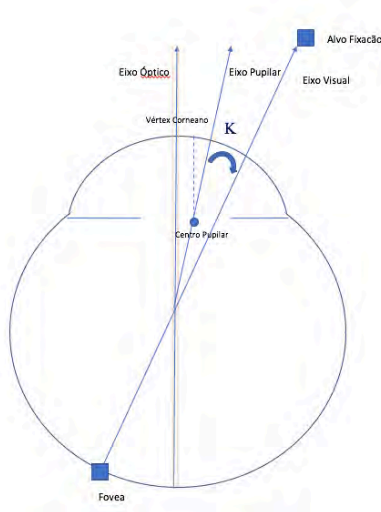


Figura 1:

CIRURGIA CORNEANA INLAYS

O conceito base dos *inlays* corneanos não é novo e foi proposto por Barraquer na década de 40 do século passado¹⁷. Propõe a utilização de implantes intra-estromais que permitam alterar as características da córnea, aumentando a profundidade de foco ou aumentando o poder refrativo da córnea central. De forma sintética podem ser divididos em 3 tipos: refrativos como o Invue® ou Flexivue® (implantes centrais com um índice refrativo diferente da córnea), remodeladores como o Raindrop® (criam uma córnea central hiperprolata) e estenopeicos como o Kamra® (aumentam a profundidade de foco através do efeito de buraco estenopeico).

Com o surgimento da tecnologia de femtosegundo houve um ressurgimento do interesse nesta solução. Em teoria, ao ser uma cirurgia aditiva (não há remoção de tecido) tem como principal vantagem a sua reversibilidade ou possibilidade de ser combinada com outras técnicas (ablação excimer ou cirurgia de catarata). No entanto, permanecem algumas dúvidas quanto à real reversibilidade da cirurgia, com relatos de alterações permanentes na córnea¹⁸. Há também relatos de perda de melhor visão não corrigida, diminuição da sensibilidade ao contraste e aumento das aberrações de alta ordem¹⁹. Uma percentagem importante de doentes relata também queixas de halos e *glare* após o implante destes produtos²⁰. Alguns destes problemas podem potencialmente advir de uma centragem incorreta dos implantes, uma vez que isso poderia significar um formato irregular da córnea central (no caso da Raindrop®) ou um desalinhamento entre a abertura central de um implante tipo Kamra® e o eixo visual. A maioria dos autores sugere que os implantes sejam centrados no reflexo corneano com iluminação coaxial (RCIC) ou primeiro reflexo de Purkinje²¹. Na prática isso permite uma aproximação razoável ao que será o ponto de intercepção teórico do eixo visual no plano da córnea³. Um estudo utilizando modelos ópticos teóricos reforçou a escolha do primeiro reflexo corneano de Purkinje como posição para a centragem dos implantes, acrescentando também que pequenos desvios em relação aquilo que seria a centragem ótima não levam a grandes perdas de qualidade visual²². De forma também relevante, o mesmo modelo óptico mostrou que os resultados visuais pioravam significativamente com qualquer grau de hipermetropia residual e a partir de valores de cilindro superiores a 1 dioptria. No entanto, existem

autores que defendem a utilização do centro da pupila como alvo para centragem dos implantes porque a área pupilar define a zona por onde passa a luz responsável pela formação da imagem no plano da retina^{23,24}. Um estudo com 992 doentes tratados com implantes Kamra® analisou os resultados dividindo os casos pela distância entre o centro da pupila e o reflexo de Purkinje (Pp-Pk). Não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre doentes em que essa distância era superior a 300 μm e aqueles em que essa distância era inferior a 300 μm²⁵. Também não se verificaram diferenças dependendo da posição final do implante em relação ao reflexo de Purkinje ou em relação ao ponto intermédio entre o reflexo de Purkinje e o centro da pupila²⁵. Isto reforça a ideia de que, na maioria dos casos, a colocação dos implantes próximo do primeiro reflexo de Purkinje permite resultados satisfatórios. No entanto, é importante notar que, dos 992 doentes analisados, apenas 17 apresentavam distâncias Pp-Pk superiores a 500 μm e que em nenhum dos casos analisados a posição final do implante distava mais de 400 μm do primeiro reflexo de Purkinje. Existe pelo menos uma publicação descrevendo dois casos de doentes com queixas visuais e baixa acuidade visual pós-operatória cujas queixas desapareceram com o recentramento dos implantes²⁶. Ambos os doentes eram hipermétropes e em ambos o recentramento envolveu a colocação do implante no ponto intermédio entre o centro da pupila e o vértex corneano.

Tanto quanto é do conhecimento dos autores, não existe nenhum estudo que avalie o impacto da orientação do descentramento (nasal ou temporal, superior ou inferior) mas apenas a sua magnitude. Em resumo, a colocação de *inlays* numa distância mínima (preferivelmente inferior a 400 μm) do primeiro reflexo de Purkinje não deve oferecer problemas. Doentes hipermétropes ou com ângulos kappa grandes são previsivelmente piores candidatos a este tipo de implante. Se se optar pela utilização de *inlays* nesses casos, o seu posicionamento deve ser centrado no ponto intermédio entre o reflexo de Purkinje e o centro da pupila.

CIRURGIA EXCIMER

Com a introdução da tecnologia de *flying spot* no laser excimer, passou a ser possível uma multiplicidade de padrões ablativos para remodelar a córnea. Para além da correção de astigmatismo, isto permitiu a introdução de ablações “multifocais” que utilizam a presença de aberrações esféricas para aumentar a profundidade de foco em detrimento de alguma qualidade visual. Existem múltiplos perfis de ablação publicados em ensaios clínicos ao longo dos anos mas as duas técnicas mais disseminadas implicam a criação de um de dois perfis ablativos: excimer presbiópico periférico (uma zona oblata central para visão à distância e um anel prolato periférico para visão de perto) ou excimer presbiópico central (ablação miópica periférica para visão de distância seguida de um *steepening* do centro para visão de perto).

Como referido anteriormente, Uozato e Guyton postularam o centro da pupila como referência para o centramento dos tratamentos refractivos²³ ao passo que Pande e Hillman recomendaram a utilização do primeiro reflexo de Purkinje (como marcador da interseção corneana do eixo visual) como o alvo para tratamentos ablativos³. No entanto, a maior parte dos aparelhos de laser excimer utiliza como alvo predefinido o centro da pupila - com bons resultados para a esmagadora maioria dos doentes - provavelmente devido à baixa frequência de indivíduos com valores anormalmente elevados de ângulo kappa na população geral. Apesar disso, alguns autores têm testado satisfatoriamente a hipótese de centrar ou ajustar as ablações segundo o RCIC, sobretudo

em olhos hipermetropes que apresentam maiores ângulos κ ^{27,28}. Para além disso, LASIKs hipermetrópicos requerem zonas ópticas maiores e, como tal, apresentam menor tolerância perante um eventual descentramento. Previsivelmente, serão também doentes hipermetropes que se apresentam desproporcionadamente como candidatos a cirurgia corneana ablativa para tratamento de presbiopia. Tanto quanto é do conhecimento dos autores não existem ainda estudos que comparem o impacto do ângulo κ ou de diferentes eixos de centragem especificamente nos resultados de ablações multifocais. Chan *et al* alcançou melhor centramento topográfico usando o RCIC (descentramento médio $0,06 \pm 0,18$ mm) do que usando o centro da pupila como marcador (descentramento médio $0,40 \pm 0,24$ mm)²⁹. Reinstein *et al* também obteve bons resultados com tratamento hipermetrópico centrado no RCIC³⁰. Esses bons resultados estendiam-se a olhos com ângulos κ elevados, em que o centro do tratamento distava mais de 0,55mm do centro da pupila, reforçando a noção de que o RCIC pode ser um marcador preferível em muitos casos e de que as ablações corneanas não devem ser sistematicamente centradas pelo CP³⁰. A utilização do RCIC como alvo não é isenta de limitações uma vez que o reflexo corneano pode variar segundo a dominância ocular do cirurgião e o ângulo de estereopsia do microscópio utilizado³¹. Para contornar esse facto foi proposta a utilização do vertex corneano como alvo de centragem de tratamentos hipermetrópicos com laser excimer, por ser um alvo reprodutível e fixo^{32,33}. No estudo por Soler *et al*. foram comparados os resultados de tratamentos com LASIK hipermetrópico usando como alvo o vertex corneano ou o CP. Curiosamente, os resultados eram globalmente semelhantes, com exceção dos doentes com maior ângulo κ , em que a centragem pelo centro pupilar parece proporcionar melhores resultados³². Assim, é provável que o vertex corneano não seja também o alvo aconselhado em ablações multifocais em doentes com ângulos κ elevados.

Um ponto importante a ter em conta é a dificuldade em efectuar tratamentos *wavefront-guided* em doentes com elevado grau de divisão entre eixos. O *wavefront* é atualmente calculado centrado na pupila e pode não representar perfeitamente a visão do doente se o ângulo κ for muito elevado e, conseqüentemente, este não estiver a olhar pelo centro da pupila. Nalguns casos isso pode levar a resultados insatisfatórios após tratamentos *wavefront-guided*³⁴.

Em resumo, o alvo ideal para centrar tratamentos ablativos permanece fonte de controvérsia. A maioria dos estudos utilizando laser Excimer para o tratamento da presbiopia utilizaram o centro pupilar como alvo central para a ablação. No entanto, alguma evidência sugere que, em doentes com ângulos κ elevados, pode existir vantagem em utilizar o RCIC como alvo, pelo que o estudo aprofundado deste parâmetro deve fazer parte do pré-operatório.

CIRURGIA IMPLANTO-REFRATIVA

O aumento da popularidade das lentes intra-oculares multifocais (LIO-M) e a tendência crescente do implante de LIOs com propósito refractivo fez aumentar – de forma simétrica – a exigência dos doentes e a preocupação dos oftalmologistas em responder a essa exigência. Apesar dos bons resultados, há algumas queixas particularmente associadas ao implante de LIO-M para tratamento da presbiopia como halos, *glare* ou diminuição da sensibilidade ao contraste^{35,36}. As causas por trás destes fenómenos incluem, entre outros, o descentramento da LIO, opacificação da cápsula anterior, olho seco ou erro refractivo residual³⁷. Com o aumento da percepção destes factores aumentou também

o interesse em métricas pré-operatórias que auxiliem na seleção dos melhores candidatos. Uma dessas métricas que tem merecido maior destaque é o ângulo κ ^{12,38}. O descentramento horizontal parece ser um dos factores relacionados com piores resultados visuais³⁹ mas nem sempre é fácil definir por onde deve ser centrado o implante de uma LIO-M, permanecendo, tal como noutros tratamentos refractivos, a dúvida sobre as vantagens entre centrar pelo eixo visual ou pelo eixo pupilar. Não existem muitos estudos disponíveis sobre o papel do desalinhamento entre ambos os eixos, isto é, da magnitude do ângulo κ , como preditor de queixas após implante de LIO-M. Num estudo por Prakash *et al*, apesar de o maior preditor de insatisfação global ser a melhor acuidade visual não-corrigida, a magnitude do ângulo κ correlacionou-se positivamente com a presença de halos ($R^2=0,26$, $p=0,029$) e de *glare* ($R^2=0,26$, $p=0,033$)¹². Por outro lado, o mesmo estudo descreve a presença de muitos doentes com ângulos κ elevados que permaneceram assintomáticos, reforçando a noção de que estes fenómenos são multifactoriais. Outro estudo, utilizando um modelo óptico, concluiu não só que o ângulo κ elevado é um fator preditivo de fenómenos fóticos mas também que esse impacto é maior quando a profundidade da câmara anterior é menor³⁸. Assim, olhos com ângulo κ elevado e uma câmara anterior estreita serão previsivelmente piores candidatos ao implante de LIO-M. Um outro estudo utilizando aberrometria por *ray-tracing* reportou de forma mensurável os mesmos resultados: o valor do ângulo κ correlacionou-se positivamente com o *Root Mean Square* (RMS) de alta ordem total/interno e negativamente com o *Modulation Transfer Function* e *Strehl-ratio*⁴⁰. Igualmente importante, nestes estudo a centragem das LIO foi feita pela primeira imagem de Purkinje, isto é, pelo eixo visual, e ao fim do 1º mês pós-operatório essa posição da LIO era mantida, reforçando a importância da centragem intra-operatória. Importa referir que em todos os estudos referidos foram utilizadas LIO-M difractivas. Nestes casos, e na presença de um ângulo κ elevado, existe o risco potencial de os raios de luz centrais destinados à fóvea cruzarem a margem dos anéis difractivos concêntricos e não a zona central da LIO, levando aos eventuais efeitos fóticos indesejados. Como tal, o impacto potencial do desvio induzido pelo ângulo κ está naturalmente dependente do diâmetro da zona óptica central na LIO-M em causa. Alguns autores preconizam que a zona óptica central deve ser superior ao ângulo κ em pelo menos metade do seu diâmetro para a obtenção de resultados óptimos⁴¹.

Em conclusão, num contexto em que a expectativa em relação aos resultados do implante de LIO-M é cada vez mais elevada, é fundamental que o estudo pré-operatório inclua a avaliação do ângulo κ . A presença de um maior ângulo κ parece estar correlacionada com maiores fenómenos fóticos no pós-operatório e, embora muitos doentes com ângulos κ elevados permaneçam assintomáticos, essa possibilidade deve ser tomada em linha de conta e discutida com o candidato à cirurgia. A presença concomitante de uma profundidade de câmara anterior baixa parece potenciar ainda mais essa associação. O posicionamento das LIO-M centradas no eixo visual ao invés do eixo pupilar pode ser uma forma de minimizar esse efeito em doentes com ângulos κ elevados e de otimizar os resultados visuais em todos os doentes.

REFERÊNCIAS

1. Hashemi H, Khabazkhoob M, Yazdani K, Mehravaran S, Jafarzadehpur E, Fotouhi A. Distribution of angle kappa measurements with Orbscan

- II in a population-based survey. *J Refract Surg* 2010; 26(12): 966–71.
2. Basmak H, Sahin A, Yildirim N, Papakostas TD, Kanellopoulos AJ. Measurement of angle kappa with synoptophore and Orbscan II in a normal population. *J Refract Surg* 2007; 23(5): 456–60.
 3. Pande M, Hillman JS. Optical Zone Centration in Keratorefractive Surgery. *Ophthalmology* 1993; 100(8): 1230–7.
 4. de Vries NE, Webers CA, Touwslager WR, Bauer NJ, De Brabander J, Berendschot TT, Nuijts RM. Dissatisfaction after implantation of multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*. 2011; 37(5): 859–65.
 5. Artal P. On the definition of angle kappa. 2012 [cited 2017 Jun 20]. Available from: <http://pabloartal.blogspot.sg/2008/08/on-definition-of-angle-kappa.html>
 6. Kanellopoulos AJ. The Athens Protocol. *Cataract & Refractive Surgery Today* 2011; 31–34.
 7. Donders F. On the Anomalies of Accommodation and Refraction of the Eye. London: New Sydenham Society; 1864.
 8. Giovani F, Siracusano B, Cusmano R. The angle kappa in ametropia. *New Trends Ophthalmol* 1988; 3: 27–33.
 9. Qazi MA, Roberts CJ, Mahmoud AM, Pepose JS. Topographic and biomechanical differences between hyperopic and myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31(1): 48–60.
 10. Berrio E, Artal P, Tabernero J, Artal P. Optical aberrations and alignment of the eye with age. *J Vis* 2010; 10(14): 1–17.
 11. Qi H, Jiang JJ, Jiang YM, Wang LQ, Huang YF. Kappa angles in different positions in patients with myopia during LASIK. *Int J Ophthalmol* 2016; 9(4): 585–9.
 12. Prakash G, Prakash DR, Agarwal A, Kumar DA, Agarwal A, Jacob S. Predictive factor and kappa angle analysis for visual satisfactions in patients with multifocal IOL implantation. *Eye* 2011; 25(9): 1187–93.
 13. Yeo JH, Moon NJ, Lee JK. Measurement of Angle Kappa Using Ultrasound Biomicroscopy and Corneal Topography. 2017; 31(3): 75–80.
 14. Gharace H, Shafiee M, Hoseini R, Abrishami M, Abrishami Y, Abrishami M. Angle Kappa Measurements: Normal Values in Healthy Iranian Population Obtained With the Orbscan II. *Iran Red Crescent Med J* 2014; 17(1): 4–8.
 15. von Noorden GK, Campos EC. Position of the Globes - Angle Kappa. In: *Binocular Vision and Ocular Motility*. Sixth. St Louis: Mosby, an imprint of Elsevier; 2002: 169–72.
 16. Sung YJ, Nam SM, Lew H. Measurement of Angle Lambda Using Pentacam in Normal and Exotropic Children 2016; 56(8): 2015–7.
 17. Barraquer JL. Modification of refraction by means of intracorneal inclusions. *Int Ophthalmol Clin* 1966; 6(1): 53–78.
 18. Oliveira M, Martins A, Gil P, Rosa A, Quadrado M, Murta J. Segurança de um implante corneano de Hidrogel na correção da presbiopia: 5 anos de Follow-up. *Rev Soc Port Oftalmol*. 2017; 41(4).
 19. Moarefi MA, Bafna S, Wiley W. A Review of Presbyopia Treatment with Corneal Inlays. *Ophthalmol Ther* 2017; 6(1): 55–65.
 20. Limnopoulou AN, Bouzoukis DI, Kymionis GD, Panagopoulou SI, Plainis S, Pallikaris AI, Feingold V, Pallikaris IG. Visual Outcomes and Safety of a Refractive Corneal Inlay for Presbyopia Using Femtosecond Laser. *J Refract Surg* 2013; 29(1): 12–9.
 21. Yilmaz ÖF, Bayraktar S, Agca A, Yilmaz B, McDonald MB, van de Pol C. Intracorneal inlay for the surgical correction of presbyopia. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34(11): 1921–7.
 22. Tabernero J, Artal P. Optical modeling of a corneal inlay in real eyes to increase depth of focus: Optimum centration and residual defocus. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(2): 270–7.
 23. Uozato H, Guyton DL. Centering corneal surgical procedures. *Am J Ophthalmol* 1987; 103(3 Pt 1): 264–75.
 24. Arbelaez MC, Vidal C, Arba-Mosquera S. Clinical outcomes of corneal vertex versus central pupil references with aberration-free ablation strategies and LASIK. *Investig Ophthalmol Vis Sci* 2008; 49(12): 5287–94.
 25. Corpuz CCC, Kanamori T, Huseynova T, Tomita M. Two target locations for corneal inlay implantation combined with laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(1): 162–70.
 26. Gatinel D, El Danasoury A, Rajchles S, Saad A. Recentration of a small-aperture corneal inlay. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(12): 2186–91.
 27. Kermani O, Oberheide U, Schmiedt K, Gerten G, Bains HS. Outcomes of hyperopic LASIK with the NIDEK NAVEX platform centered on the visual axis or line of sight. *J Refract Surg* 2009; 25(1 Suppl): S98–103.
 28. Nepomuceno RL, Boxer Wachler BS, Kim JM, Scruggs R, Sato M. Laser in situ keratomileusis for hyperopia with the LADARVision 4000 with centration on the coaxially sighted corneal light reflex. *J Cataract Refract Surg*. 2004; 30(6): 1281–6.
 29. Chan CCK, Boxer Wachler BS. Centration analysis of ablation over the coaxial corneal light reflex for hyperopic LASIK. *J Refract Surg* 2006; 22(5): 467–71.
 30. Reinstein DZ, Gobbe M, Archer TJ. Coaxially Sighted Corneal Light Reflex Versus Entrance Pupil Center Centration of Moderate to High Hyperopic Corneal Ablations in Eyes With Small and Large Angle Kappa. *J Refract Surg* 2013; 29(8): 518–25.
 31. Park CY, Oh SY, Chuck RS. Measurement of angle kappa and centration in refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2012; 23(4): 269–75.
 32. Soler V, Benito A, Soler P, Triozon C, Arné JL, Madariaga V, Artal P, Malecaze F. A randomized comparison of pupil-centered versus vertex-centered ablation in LASIK correction of hyperopia. *Am J Ophthalmol* 2011; 152(4): 591–9.
 33. de Ortueta D, Schreyer FD. Centration on the cornea vertex normal during hyperopic refractive photoablation using videokeratoscopy. *J Refract Surg* 2007; 23(2): 198–200.
 34. Reinstein DZ, Archer TJ, Gobbe M. Is topography-guided ablation profile centered on the corneal vertex better than wavefront-guided ablation profile centered on the entrance pupil? *J Refract Surg* 2012; 28(2): 139–43.
 35. Hofmann T, Zuberbuhler B, Cervino A, Montés-Micó R, Haefliger E. Retinal Straylight and Complaint Scores 18 months after implantation of the AcrySof monofocal and ReSTOR diffractive intraocular. *J Refract Surg* 2009; 25(6): 485–92.
 36. Zhao G, Zhang J, Zhou Y, Hu L, Che C, Jiang N. Visual function after monocular implantation of apodized diffractive multifocal or single-piece monofocal intraocular lens. Randomized prospective comparison. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(2): 282–5.
 37. Woodward MA, Randleman JB, Stulting RD. Dissatisfaction after multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(6): 992–7.
 38. Karhanová M, Pluháček F, Mlčák P, Vlácil O, Šin M, Marešová K. The importance of angle kappa evaluation for implantation of diffractive multifocal intra-ocular lenses using pseudophakic eye model. *Acta Ophthalmol*. 2015; 93(2): e123–8.
 39. Sôda M, Yaguchi S. Effect of decentration on the optical performance in multifocal intraocular lenses. *Ophthalmologica* 2012; 227(4): 197–204.
 40. Costa J, Rosa A, Martins A, Almeida E, Araújo R, Rito F, Póvoa J, Lobo C, Murta C. O Posicionamento de Lentes Intra-Oculares Multifocais Difrativas e a sua Influência no Perfil de Aberrometria Avaliado por Ray Tracing. *Rev Soc Port Oftalmol* 2016; 40: 213–21.
 41. Mojzis P, Pena-Garcia P, Alió JL. Diffractive Bifocal-Multifocal Intraocular Lens: AT Lisa tri. In: Alió JL, Pikkel J, eds. *Multifocal Intraocular Lenses: the Art and the Practice*. Springer International Publishing; 2014: 181–202.

OCT de segmento posterior na avaliação pré-operatória de cirurgia de catarata com lentes multifocais

Bernardo Feijóo¹ e Filomena Ribeiro^{1,2}

1 - Hospital da Luz, Lisboa, Portugal

2 - Faculdade de Medicina de Lisboa, Portugal

INTRODUÇÃO

Com o aumento da esperança de vida e a evolução tecnológica, a cirurgia de catarata tem-se tornado uma das cirurgias mais frequentes nos países desenvolvidos. O desenvolvimento da tecnologia das lentes intra-oculares (LIOs) multifocais, tóricas e acomodativas tornou a cirurgia de catarata um procedimento refrativo e, em muitos casos, uma solução para a presbiopia. Em paralelo têm crescido também as expectativas e exigência dos doentes.

A doença macular é uma contraindicação relativa para o implante de LIOs multifocais. Por um lado, sabe-se que as LIOs multifocais reduzem a sensibilidade ao contraste, e se isto for somado a uma diminuição da sensibilidade da retina por doença macular oculta pode resultar numa redução significativa da função visual dos doentes, sobretudo em condições escotópicas. Por outro lado, a escolha de uma lente *premium* pode implicar um custo económico acrescido e uma maior expectativa do doente.

Assim, a avaliação da mácula é uma parte essencial no estudo pré-operatório de doentes candidatos a cirurgia de catarata, sobretudo quando se consideram LIOs multifocais.

AVALIAÇÃO MACULAR PRÉ-CIRURGIA DE CATARATA

Um dos pontos chave antes da cirurgia de catarata é a deteção e documentação de doença macular pré-existente. A avaliação do fundo ocular por biomicroscopia binocular indireta à lâmpada de fenda, sob midríase farmacológica, constitui o exame clínico essencial que deve ser efetuada em todos os doentes candidatos a cirurgia de catarata, e que pode ser complementada por retinografia. Contudo, a patologia macular subtil pode passar despercebida neste exame do fundo ocular, sobretudo quando existe opacidade dos meios ópticos. Neste contexto, e quando existem dúvidas ou impossibilidade de analisar o fundo ocular, a angiografia, ecografia e a tomografia de coerência óptica são meios complementares ao exame objetivo.

TOMOGRAFIA DE COERÊNCIA ÓPTICA

A tomografia de coerência óptica (OCT) é uma tecnologia bem tolerada, não invasiva e hoje amplamente disponível que tem sido usada nas últimas duas décadas para avaliar a estrutura macular antes da cirurgia de catarata em doentes com suspeita de doença da retina.

A evolução da tecnologia OCT nos últimos anos, primeiro com o aparecimento dos primeiros aparelhos de domínio espectral (OCT-SD) e depois com a tecnologia *swept-source* (OCT-SS), veio permitir a aquisição de imagens com melhor resolução axial (até 5 µm) e de forma mais rápida. O maior comprimento de onda dos aparelhos *swept-source* oferece ainda melhor penetração em meios ópticos menos transparentes, como catarata ou hemovítreo.

Vários trabalhos, publicados nos últimos anos, têm avaliado

o potencial do OCT de segmento posterior de rotina na avaliação pré-operatória de cirurgia de catarata para a deteção de patologia macular oculta.

No estudo de Enright *et al.* em 140 doentes candidatos a cirurgia de catarata o OCT detetou em 10% maculopatia clinicamente não evidente¹. Moreira *et al.*² verificaram que em 98 doentes o OCT realizado 5 horas antes da cirurgia de catarata detetou em 10 olhos (9,8%) maculopatia não documentada pela oftalmoscopia binocular indireta. Também Creese *et al.*³, numa série de casos Australiana com 218 olhos, reportaram que o OCT permitiu detetar anomalias maculares em 10 olhos (4,6%). Nesta série foi decidido o cancelamento ou adiamento da cirurgia de catarata com base nos resultados do OCT em 5 olhos de 4 doentes com edema macular diabético, degenerescência macular exsudativa, membrana epirretiniana e buraco macular.

Recentemente, Klein *et al.*⁴ procederam à avaliação pré-operatória com OCT-SD em doentes candidatos a cirurgia de catarata com implante de LIOs de tecnologia avançada (tóricas e multifocais). Incluíram 149 doentes em que a anamnese e exame objetivo com fundoscopia tinham excluído patologia macular. O OCT detetou patologia macular oculta em 13,2% dos casos. As patologias mais frequentemente diagnosticadas foram degenerescência macular ligada à idade (DMI) em 5,66% dos casos e membranas epirretinianas (4,15%). A análise de subgrupos mostrou ainda que aqueles doentes que tinham maior probabilidade de ter doença macular oculta eram os do sexo masculino, fumadores ou ex-fumadores e aqueles com história de cardiopatia.

Assim, em resumo, estudos recentes mostram que a utilização de rotina do OCT de segmento posterior consegue revelar em 4,6-13,2% dos casos patologia macular clinicamente indetetável.

Para a recomendação da realização de OCT em todos os doentes candidatos a cirurgia de catarata são também necessários estudos adicionais que avaliem o custo-eficácia da medida e a sobrecarga financeira que irá acarretar sobre os sistemas de saúde. De qualquer modo, será prudente a realização deste exame em todos os doentes candidatos a cirurgia com lentes *premium* como forma de garantir a melhor eficácia do procedimento e para melhor gerir as expectativas dos doentes.

COMO ANALISAR O OCT SEGMENTO POSTERIOR PRÉ-OPERATÓRIO

Os aparelhos mais recentes de OCT de segmento posterior, com a tecnologia *spectral-domain* e *swept-source* permitem uma aquisição volumétrica de dados que pode gerar várias dezenas de tomogramas. A análise completa dos dados muitas vezes requer a utilização de *software* que nem sempre está disponível ao médico oftalmologista quando está a observar o doente.

Na prática clínica muitas vezes são impressos apenas alguns tomogramas e a análise fica restrita às imagens

disponíveis. É por isso importante a criação de protocolos de seleção de imagens que permitam uma análise completa da área examinada e impeçam que a patologia macular passe despercebida.

De uma forma sistematizada do exame de OCT macular devem resultar:

- Mapa de análise da espessura macular;
- Pelo menos um par de tomogramas perpendiculares centrados na fóvea;
- Um ou mais tomogramas lineares de áreas de interesse detetadas;
- Análise *en face*.

O mapa de espessura macular (Figura 1) permite identificar de uma forma simples e rápida áreas focais de alteração da espessura que podem indiciar a presença de patologia e direcionar a análise subsequente com tomogramas de alta resolução.

A análise *en face*, disponível na maioria dos aparelhos de OCT de domínio espectral e *swept source*, permite obter imagens do fundo ocular respeitando a anatomia da retina de acordo com a segmentação selecionada. Enquanto que a análise de apenas um ou dois tomogramas pode fazer com que uma patologia mais subtil, como as membranas epirretinianas, passe despercebida, a análise *en face* garante a análise de uma área mais ampla e minimiza este risco (Figura 2).

MICROPERIMETRIA

A avaliação atual que se faz do fundo ocular nos doentes candidatos a cirurgia de catarata, seja através da fundoscopia, retinografia ou do OCT é apenas estrutural. A partir destas

imagens tem que se inferir sobre a existência ou não de disfunção da retina que possa comprometer o resultado cirúrgico. Por outro lado, estes métodos podem detetar lesões que não são significativas do ponto funcional, e nestes casos os doentes são afastados da escolha de uma lente intraocular *premium*, da qual na verdade até poderiam ter tirado partido durante muitos anos.

Tem por isso interesse a existência de métodos de avaliação que permitam uma caracterização funcional da retina. Classicamente, a função potencial da retina poderia ser avaliada por testes pouco precisos como o estudo da visão cromática, a retinometria por interferometria ou por eletrofisiologia.

A microperimetria é uma técnica diagnóstica não invasiva que permite também uma caracterização funcional da retina através do mapeamento espacial da sensibilidade da retina na área macular. Possibilita a observação direta do fundo ocular, com capacidade de retinografia também, e faz a compensação em tempo real dos movimentos oculares. Mede a variação espacial da sensibilidade da retina e avalia objetivamente a estabilidade da fixação.

Num estudo recente, Klyce et al avaliaram 10 olhos candidatos a cirurgia de catarata com o microperímetro MAIA (Centervue)⁵. Dois doentes revelaram anomalias maculares no estudo de microperimetria antes e depois da cirurgia: um dos doentes tinha diminuição da sensibilidade retiniana média, e outro doente mostrou alterações na métrica de fixação e demonstrou ter uma fixação excêntrica. Ambos os olhos tiveram pior desempenho visual no pós-operatório após cirurgias de catarata não complicadas. Estes autores consideram que o benefício potencial desta técnica é poder excluir-se compromisso funcional em doentes com alterações estruturais ligeiras conhecidas.

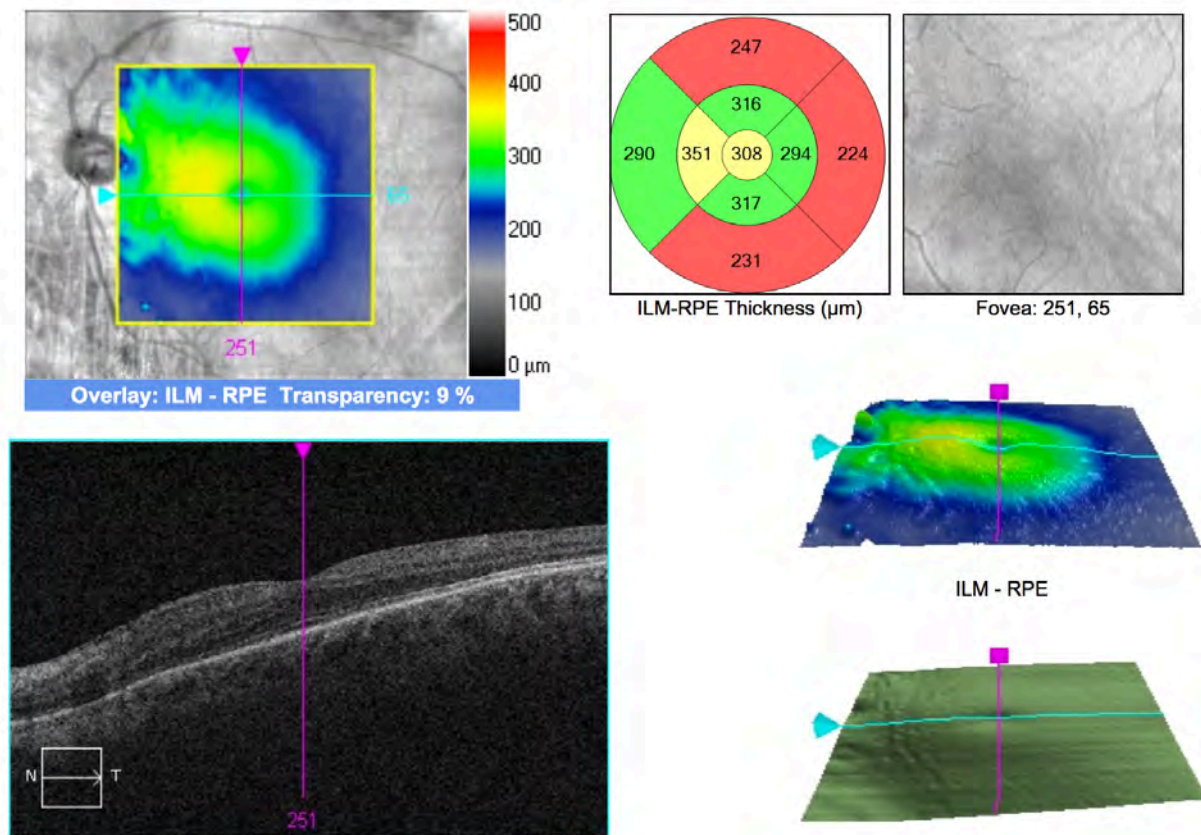


Figura 1 – Mapa de espessura macular obtido com OCT-SD Cirrus 4000 (Zeiss). Na análise do mapa de espessura é identificada área de aumento da espessura, em relação à base de dados normativa do aparelho, com localização nasal no círculo de 3 mm. Esta área merece análise detalhada com tomogramas de alta resolução. A análise subsequente mostrou membrana epirretiniana macular não detetada na fundoscopia.

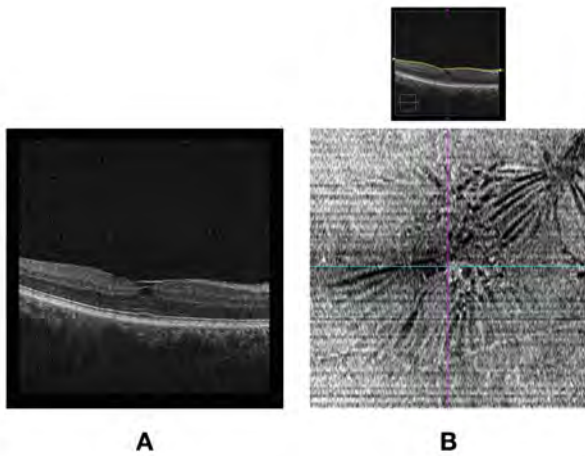


Figura 2 – A reconstrução da imagem é feita de acordo com a segmentação definida pelo utilizador e apresentada na imagem superior a traçado amarelo. Neste caso a segmentação foi feita com os parâmetros pré-definidos para modo de membrana limitante interna. A. Tomograma linear macular horizontal que atravessa o centro da fovea (Cirrus SD-OCT 4000, Zeiss). É identificável uma subtil membrana hiperrefletiva aderente à superfície interna da retina. Mas a morfologia macular está preservada. B. Estudo macular *en face* do mesmo olho (imagem inferior). É clara a existência de uma membrana epirretiniana macular com dois epicentros.

No Departamento de Oftalmologia do Hospital da Luz Lisboa o microperímetro MP-3 (Nidek) foi já utilizado na avaliação pré e pós-operatória de cirurgia de catarata. Num caso analisado com esta tecnologia, uma mulher de 51 anos com catarata bilateral, e em que se considerava a hipótese de uma LIO multifocal, o estudo com OCT *en face* mostrou

uma membrana epirretiniana macular no OD (Figura 3). A microperimetria mostrou também uma redução da sensibilidade retiniana macular em comparação com o olho adelfo. Após discussão destes resultados com a doente optou-se por uma lente monofocal.

São ainda necessários mais estudos para determinar o papel que este exame pode vir a ter na avaliação de candidatos a cirurgia de catarata. Mas esta capacidade de permitir uma correlação direta entre “função e anatomia” pode vir a ser de extrema utilidade, por um lado, na deteção de disfunção macular oculta e, por outro lado, na constatação de uma função macular normal perante alterações estruturais da retina.

CONCLUSÃO

A avaliação da mácula em termos de estrutura e função é um passo fundamental no estudo pré-operatório dos doentes candidatos a cirurgia de catarata, sobretudo quando se pondera a utilização de lentes multifocais.

Existe já evidência publicada que suporta que a avaliação pré-operatória com OCT de segmento posterior “de retina” antes da cirurgia de catarata pode permitir a deteção de patologia macular oculta ou sub-clínica (4,6-13,2% dos casos) que pode passar despercebida no exame do fundo ocular. A patologia mais frequentemente subdiagnosticada é a patologia da interface vítreo-retiniana e fases iniciais de degenerescência macular. São, contudo, necessários estudos sobre o custo-eficácia e sobrecarga que este procedimento pode ter nos sistemas de saúde.

Para os candidatos ao implante de lentes *premium* justifica-se a realização sistemática do OCT de segmento posterior na avaliação pré-operatória destes doentes.

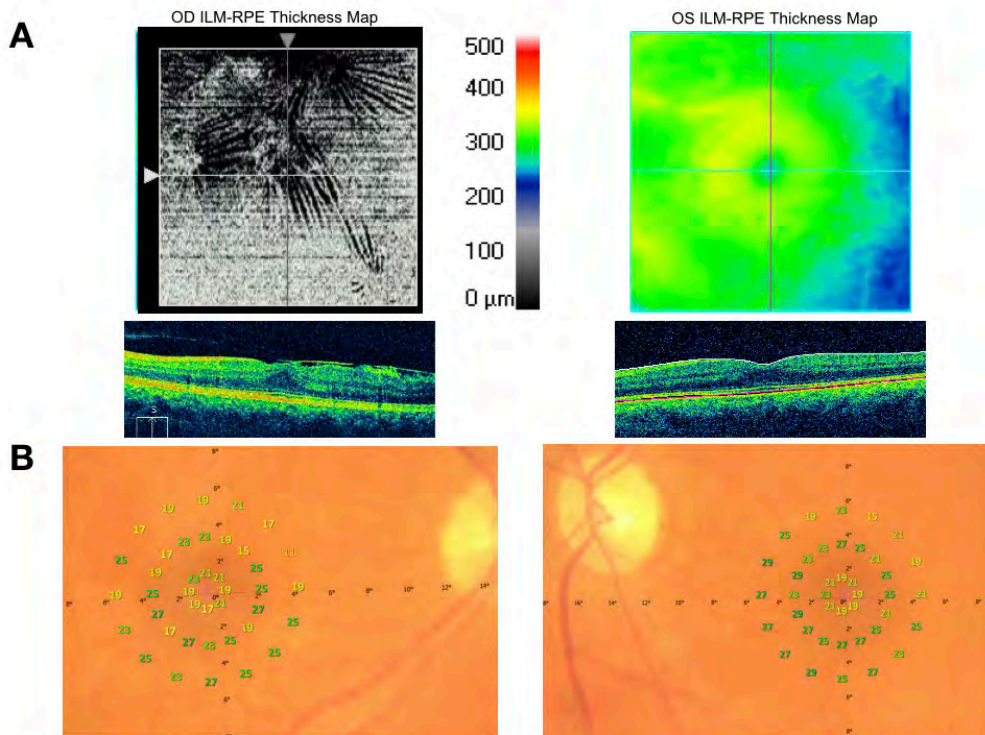


Figura 3 – Mulher de 51 anos candidata a cirurgia de catarata bilateral. A – Estudo de OCT macula com OCT-SD Cirrus 4000 (Zeiss). No OD o estudo OCT *en face* mostra membrana epirretiniana macular. No OE o mapa de espessura macular não mostra alterações significativas. B – Estudo da sensibilidade retiniana por microperimetria (MP-3, Nidek). É evidente diminuição focal da sensibilidade da retina no OD, em comparação com o olho adelfo.

No futuro, o desenvolvimento de técnicas que aliem a análise estrutural e funcional, pode vir a tornar o processo de seleção de doentes candidatos a cirurgia de catarata com lentes *premium* muito mais preciso e eficaz.

REFERÊNCIAS

1. Enright NJ, Catran A, Perera N, Cheng Y, Adler P. Pre cataract surgery macular optical coherence tomography: detecting ocular co morbidities and managing patient expectations. *Clin Experiment Ophthalmol* 2018; 46(1): 101-2.
2. Moreira Neto CA, Moreira Júnior CA, Moreira ATR. Optical coherence tomography in patients undergoing cataract surgery. *Arq Bras Oftalmol Conselho Brasileiro de Oftalmologia* 2015 Jul; 78(4): 241-5.
3. Creese K, Ong D, Zamir E. Should macular optical coherence tomography be part of routine preoperative cataract assessment? *Clin Experiment Ophthalmol* 2012; 40(1): e118-9.
4. Klein BR, Brown EN, Casden RS. Preoperative macular spectral-domain optical coherence tomography in patients considering advanced-technology intraocular lenses for cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(4): 537-41.
5. Klyce SD, McDonald MB, Morales MU. Screening Patients With Cataract for Premium IOL Candidacy Using Microperimetry. *J Refract Surg* 2015; 31(10): 690-6.

A evolução das opções

Wilson Takashi Hida e Andre Lins de Medeiros

Hospital Oftalmológico de Brasília, Brasil; Centro de Investigação Renato Ambrósio, Brasil

IMPORTÂNCIA

Estima-se que a presbiopia funcional afete mais de mil milhões de pessoas com idade superior a 35 anos, incluindo cerca de 700 milhões de pessoas com 50 anos ou mais^{1,2}. Assim, é uma questão de extrema importância para o cirurgião refrativo e, mais recentemente, com o desenvolvimento do cálculo das lentes intra-oculares (LIO) e o desenvolvimento do seu desenho, o cirurgião de catarata é mais preciso ao alcançar a emetropia e, portanto, é possível realizar com segurança uma extração de lente clara com bons resultados³⁻⁹. Existe uma exigência crescente para a emetropia pós-operatória e a independência de óculos, à medida que a população mundial se está a tornar mais velha e a envelhecer mais saudável do que nas últimas décadas¹⁰⁻¹². Além disso, um total de cerca de 244 milhões de casos de presbiopia não corrigida ou sub-corrigida entre pessoas com menos de 50 anos de idade foram associados a uma potencial perda de produtividade de US\$ 11,023 mil milhões e, assumindo que as pessoas com idade <65 anos são produtivas, este valor pode ser estimado em US\$25,367 mil milhões. Assim, e em relação à população produtiva, a correção teria um impacto significativo na produtividade².

OPÇÕES TERAPÊUTICAS

Há várias técnicas para corrigir cirurgicamente a presbiopia: Aplicação de *inlays* na córnea; laser in-situ keratomileusis (LASIK) para atingir monovisão ou presbiopia (presbyLASIK) e a aplicação da cirurgia de catarata, com lentes monofocais para atingir a monovisão, lentes intra-oculares multifocais (difrativas e refrativas) e aumento da profundidade de visão (EDOF)^{7,13}. Por conseguinte, a emetropia é o alvo para todos os doentes. No entanto, a independência de óculos é o principal objetivo da cirurgia refrativa. Esta envolve necessariamente uma satisfatória acuidade visual (AV) binocular sem correção para distância (UDVA), próxima (UNVA) e, mais recentemente, com as LIOs trifocais e EDOF, para distâncias intermédias (UIVA)^{3,14-18}.

As LIOs multifocais oferecem a conveniência de corrigir a presbiopia após a cirurgia de catarata. No entanto, apesar de a evolução ótima e melhor tecnologia no fabrico das lentes, existem alguns efeitos secundários indesejados, incluindo a redução de sensibilidade ao contraste (CS), halos e *glare* e UDVA, UIVA e UNVA insatisfatórias^{19,20}.

As LIOs multifocais também têm sido aplicadas com sucesso para tratar a presbiopia em doentes submetidos a queratoplastia penetrante (PK), queratotomia radial (RK), LASIK e queratotomia fotorrefrativa (PRK)^{19,21-23}.

A EVOLUÇÃO DAS LENTES MULTIFOCAIS

As LIOs multifocais foram introduzidas na década de 1980 e têm a vantagem de promover simultaneamente visões ao perto e ao longe satisfatórias^{24,25}. A grande maioria das LIOs multifocais implantadas com a intenção de correção da presbiopia eram bifocais, pois durante mais de uma década

eram a única escolha para correção da visão ao perto em doentes submetidos a cirurgia de catarata, embora tenham sido reportados baixos *scores* para a visão intermédia^{15,26}. O primeiro desenho da LIO Restor (Alcon Laboratories, Inc.) foi bem descrito por Davison; é uma lente intra-ocular bifocal apodizada difrativa que é uma paráfrase da lente de Fresnel, e que teve a sua origem na década de 1820, com a melhoria da óptica do farol²⁶. As lentes intra-oculares difrativas podem ser produzidas sob o modelo da sua superfície num padrão serrilhado, que é chamado *kinofarm*. Quando atravessa esta LIO, a frente de onda sofre uma ação difrativa e uma fração desta desviar-se-á^{6,24}. A magnitude do desvio pode ser modulada pelo desenho *by the kinofarm*: A largura determina o poder próximo/intermédio e a altura e a quantidade de luz dividida é determinada pela distância entre os passos^{6,26}.

Além disso, um artefato necessário para o sistema óptico refractivo-difrativo é direcionar uma parte da luz para difrações de ordem superior, o que é perdido quando os focos estão muito próximos, por exemplo, na Restor SN6AD1, que tem uma adição de +3,00 dioptrias (D), o desvio de ordem 0 é para longe, o desvio de primeira ordem é a +3.00 D, o desvio de segunda ordem é a +6.00 D e assim por diante. Assim, após o desvio de segunda ordem, a luz não é utilizada uma vez que estes focos estão localizados muito próximos entre si²⁶.

As LIOs ReSTOR (SV25T0 e SN6AD1) são LIOs de peça única, bifocais dobráveis que têm uma adição de poder para perto de +2,5D e +3,0 D no plano da LIO, e são inteiramente feitas de acrílico hidrofóbico, o que teoricamente torna estas lentes mais resistentes a opacificação tardia, o que diminui o risco de perda de qualidade óptica global com os anos, especialmente em doentes que podem necessitar de transplantes de córnea endoteliais ou vitrectomia posterior²⁷⁻³⁰. Existem dois tipos diferentes de lentes intra-oculares bifocais difrativas com um desenho apodizado na superfície anterior, proporcionando uma acuidade visual satisfatória ao longe e ao perto, de 50 cm e 40 cm, respectivamente^{15,18,31,32}. A apodização significa que o perfil da LIO diminuiu gradualmente do centro para a periferia, resultando assim numa mudança contínua da distribuição da energia da luz, que é direcionada para os 2 focos principais. Por exemplo, quando a pupila está midriática, em condições mesópicas/escotópicas, os passos periféricos são progressivamente expostos, com mais luz direcionada para a visão ao longe e menos para a visão ao perto. É expectável que a apodização reduza os halos que são gerados pela luz desfocalizada pelo desvio difrativo de elevada ordem sob condições de luminosidade fraca. Tem sido demonstrado que a SV25T0 pode induzir fenómenos menos disforéticos do que a SN6AD1. Nós reportámos a associação das características de ambas as lentes com um implante da SV25T0 no olho dominante e da SN6AD1 no olho contralateral, com resultados satisfatórios e um aumento da gama da visão ao perto. Estas lentes adicionam uma aberração esférica negativa na superfície anterior para

compensar a aberração esférica positiva da córnea humana^{18, 32, 33}. As LIOs multifocais Tecnis (Johnson & Johnson Vision, Inc.) também são LIOs de peça única, bifocais, de acrílico hidrofóbico, têm uma superfície difrativa posterior e uma superfície asférica anterior que adiciona $-0,27 \mu\text{m}$ de aberração esférica para o olho humano, apresentando adições de $+4,0 \text{ D}$ (ZMB00), $+3,25 \text{ D}$ (ZLB00) e $+2,75 \text{ D}$ (ZKB00). A vantagem destas LIOs é que é possível personalizar a visão ao perto dos doentes, ao juntar lentes diferentes ou ao adicionar a estas outras tecnologias difrativas, tais como as LIOs de extensão da profundidade de visão, como a Tecnis Symphony ZXR00. Temos também um artigo científico que mostrou os bons resultados desta abordagem¹⁴.

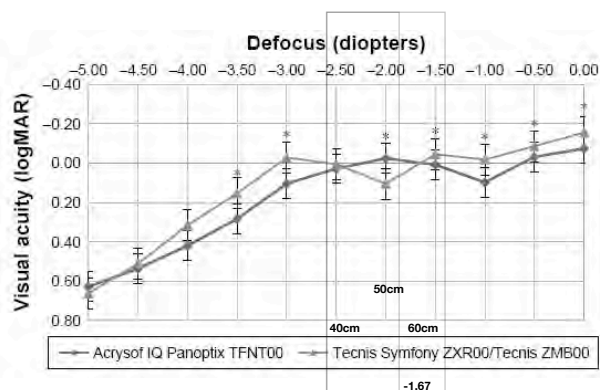


Figura 1

A evolução do desenho das lentes bifocais difrativas é o desenho trifocal para implantação em ambos os olhos. Esta abordagem é considerada melhor do que o implante simultâneo de duas LIOs bifocais diferentes, pois pode resolver a questão da visão tridimensional para todas as distâncias^{18, 33}. A primeira LIO trifocal difrativa descrita foi a Phisiol Finevision (Phisiol Laboratories, Inc.), que é uma LIO acrílica hidrofílica com um perfil kinoform difrativo apodizado até à periferia da lente. Tal gera uma asfericidade de $-0,11 \mu\text{m}$ para o olho humano. O primeiro padrão kinoform é desenhado com uma adição de $+3,50 \text{ D}$ como difração de primeira ordem, e, como explicado anteriormente, a difração de segunda ordem ocorre a uma vergência de $7,0 \text{ D}$ para esta adição e será perdida já que esta não é uma visão muito próxima utilizada. No entanto, o segundo padrão kinoform tem uma vergência de $+1,75 \text{ D}$, portanto, a segunda ordem tem uma vergência de $2 \times 1,75$, correspondendo a $3,50 \text{ D}$. Por conseguinte, este segundo kinoform contribui para a visão intermédia e melhora a visão ao perto^{15, 34}. Outra LIO difrativa que temos implantando nos nossos doentes com bons resultados é a AT Lisa tri 839 MP (Zeiss Laboratories, Inc.), com a qual tivemos o prazer de participar num ensaio clínico (dados ainda não publicados). É uma LIO difrativa de acrilato hidrofílico com uma superfície hidrofóbica^{32, 35, 36}. Tem um poder ao perto de $+1,66 \text{ D}$ no plano da LIO na sua área interior trifocal de $4,34 \text{ mm}$ e uma adição de $+3,33 \text{ D}$ na sua área bifocal exterior; não é apodizada, pelo que, em teoria, deverá ser maioritariamente independente da pupila^{32, 35-37}.

A LIO PanOptix (Alcon Laboratories, Inc.) tem um desenho quadrifocal único; no entanto, em termos de função, atua como uma LIO trifocal. Trata-se de uma única peça de acrílico hidrofóbico com um perfil difrativo kinoform. Possui três alturas de passos, criando um de $+2,17 \text{ D}$ para a visão intermédia, um de $+3,25$ para a visão ao perto, e outro grande passo em termos de largura que gera $+1,085 \text{ D}$, que é a junção de 2 passos de

$+2,17 \text{ D}$ com um de $+3,25 \text{ D}$ no meio, configurando este terceiro passo. A luz difratada por este passo é aproveitada para proporcionar a visão ao longe uma vez que este foco se encontra aproximadamente na vergência de 120 cm ^{14, 16, 18, 34, 38}. Esta tecnologia é nomeada pelo fabricante (Alcon Laboratories, Inc.) Tecnologia Óptica Iluminar e tem tido grande aceitação e satisfação dos doentes, uma vez que a visão intermédia é muito confortável para os doentes^{16, 34}. Tivemos também o prazer de participar no ensaio clínico da PanOptix FDA com resultados satisfatórios em relação a desempenho óptico e satisfação dos doentes com esta LIO (dados ainda não publicados). A zona difrativa também está localizada centralmente e ocupa $4,5 \text{ mm}$ da zona óptica. Adiciona uma aberração esférica negativa de $-0,17 \mu\text{m}$ na face anterior da lente para compensar a aberração esférica positiva gerada pela córnea humana média⁴.

AS LIOs EDOF

As LIOs EDOF são uma nova variedade de LIO que utiliza uma tecnologia diferente. Atualmente, existem duas tecnologias comercialmente disponíveis, a EDOF difrativa e a EDOF de pequena abertura. Estas LIOs foram criadas para suprir a deficiência verificada com o implante das LIOs difrativas bifocais e trifocais, proporcionando aos pacientes uma continuidade de visão com uma boa gama, reduzindo menos o contraste e induzindo menos distúrbios visuais^{14, 39-43}. A IC-8 (Acufocus, Inc.) é uma LIO de pequena abertura para implantação no saco, que corrige a presbiopia ao alargar a gama de visão no olho não dominante. Possui uma máscara embutida e uma pequena abertura de $1,36 \text{ mm}$ de dimensão. Trata-se de uma LIO de câmara posterior, de uma única peça em acrílico hidrofóbico, que se baseia na Kamra inlay (Acufocus, Inc.). Esta LIO é adequado para implante monocular em doentes submetidos a cirurgia de catarata monocular e estão dispostos a atingir independência de óculos, uma vez que a aceitação de uma LIO multifocal pode ser difícil devido às diferenças de imagem geradas por estas LIOs. O implante desta LIO iria melhorar a UIVA e a UNVA preservando a UDVA^{7, 44-49}.

A LIO Xtrafocus pinhole (Morcher GmbH, Inc.) é outra EDOF desenhada por Claudio Trindade. Tem uma configuração háptica arredondada e fina ($250 \mu\text{m}$), em vez da configuração quadrada das LIOs utilizadas para implante no saco, que a ajusta ao sulco de implantação. Em vez de ter uma máscara como a Kamra inlay ou a IC-8, esta LIO é totalmente preta com uma pequena abertura no centro. Esta pequena abertura é desenhada para obter o máximo efeito de Stiles-Crawford, uma vez que os raios de luz atingem a retina num padrão paralelo, o que gera uma resposta visual mais poderosa por unidade de energia da luz, portanto, apesar da redução da luz em condições mesópicas, a luminância da energia é melhor utilizada, pelo que estes doentes se tornam mais tolerantes a ambientes com luz fraca^{50, 51}. A LIO EDOF mais utilizada comercialmente é a Tecnis Symphony (J&J Vision, Inc.), que também é uma peça única, de acrilato hidrofóbico dobrável, com um novo desenho que promove uma gama mais alargada de foco. Também tem uma superfície posterior difrativa (kinoform) e uma superfície anterior asférica adicionando $-0,27 \mu\text{m}$ à aberração da córnea. O conceito EDOF gerado por esta LIO pode ser explicado pela divisão da energia da luz num foco alongado, o que poderia reduzir a sobreposição de imagens de perto e de longe causada pelas tradicionais LIOs difrativas multifocais, gerando menos distúrbios visuais. Esta LIO também utiliza um desenho *echelette* difrativo acromático, patenteado, para corrigir a aberração cromática e melhorar a CS^{3, 5, 8, 14, 38, 52-57}.

IMPORTÂNCIA DO ASTIGMATISMO

Aproximadamente 40% de todos os candidatos à cirurgia

de catarata têm um astigmatismo corneano superior a 1 D, assim, é possível que o maior ganho após a bem sucedida correção do astigmatismo com LIOs seja a incorporação da tecnologia com LIOs difrativas multifocais, ou seja, uma fusão entre multifocalidade e toricidade. Antes da introdução das LIOs tóricas multifocais as opções para a correção de astigmatismo eram incisões limbiais relaxantes, procedimentos de refração da córnea e o local e dimensão das incisões na córnea, todos menos previsíveis do que as LIOs tóricas, e também gerando mais olho seco, sensação de corpo estranho e baixa estabilidade e resultado refractivo previsível. As ametropias residuais são a principal causa de insatisfação dos doentes após implante de lentes multifocais uma vez que aumentam as queixas sobre redução de AV, halos, *glare* e outros distúrbios visuais. A comparação de três grupos pseudofáquicos: monofocais, e multifocais +3.00 e +4.00, mostrou que um elevado astigmatismo pode comprometer a AV para todas as distâncias, com um efeito muito mais suave quando comparado com as monofocais⁵⁸⁻⁶⁰.

É importante destacar a importância da curvatura posterior da córnea no poder total do astigmatismo da córnea. Na grande maioria dos doentes, a curvatura posterior funciona como uma lente negativa, tendo o seu eixo de maior declive na orientação vertical, que não se altera com a idade. Por outro lado, as mudanças da curvatura anterior a favor ou contra a regra mudam ao longo dos anos. Assim, se não se considerar a influência da curvatura posterior no cálculo da LIO, poder-se-iam esperar hipercorreções para astigmatismos a favor da regra e hipo-correções para astigmatismos contra a regra. Existem novas tecnologias para detectar o astigmatismo posterior, como o spectral-domain OCT, a triangulação LED e Scheimpflug, que estão a ser atualmente estudadas⁶¹⁻⁶⁵.

Outros fatores importantes a realçar são o astigmatismo cirurgicamente induzido e a capsulorrhexis centrada, que cobre totalmente a zona óptica da LIO. Atualmente as LIOs tóricas trifocais são amplamente implantadas uma vez que podem resolver o problema da UIVA, reduzindo as queixas dos doentes. O laser femtosegundo e o zepto trouxeram a tecnologia para a manipulação da capsulorrhexis, com uma dimensão e centralização ideais. No entanto, as metanálises são inconclusivas no que diz respeito aos reais benefícios destas tecnologias⁶⁶⁻⁶⁸.

Temos utilizado a aberrometria intra-operatória para confirmar o cálculo biométrico e o perfeito alinhamento da LIO, com bons resultados. A Optiwave Refractive Analysis - ORA (Alcon Laboratories, Inc.) captura com elevada fidedignidade, rapidez e em tempo real, proporcionando ao doente excelentes resultados semelhantes aos de pós-LASIK em doentes jovens⁶⁹⁻⁷².

REFERÊNCIAS

1. Bourne RRA, Flaxman SR, Braithwaite T, Cicinelli MV, Das A, Jonas JB, Keeffe J, Kempen JH, Leasher J, Limburg H, Naidoo K, Pesudovs K, Resnikoff S, Silvester A, Stevens GA, Tahhan N, Wong TY, Taylor HR. Magnitude, temporal trends, and projections of the global prevalence of blindness and distance and near vision impairment: a systematic review and meta-analysis. *Lancet Glob Health* 2017; 5(9): e888-e97.
2. Frick KD, Joy SM, Wilson DA, Naidoo KS, Holden BA. The Global Burden of Potential Productivity Loss from Uncorrected Presbyopia. *Ophthalmology* 2015; 122(8): 1706-10.
3. Cochener B. Clinical outcomes of a new extended range of vision intraocular lens: International Multicenter Concerto Study. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(9): 1268-75.
4. Carson D, Xu Z, Alexander E, Choi M, Zhao Z, Hong X. Optical bench performance of 3 trifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(9): 1361-7.
5. Conrad-Hengerer I, Al Juburi M, Schultz T, Hengerer FH, Dick HB. Corneal endothelial cell loss and corneal thickness in conventional compared with femtosecond laser-assisted cataract surgery: three-month follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(9): 1307-13.
6. Gatinel D, Loicq J. Clinically Relevant Optical Properties of Bifocal, Trifocal, and Extended Depth of Focus Intraocular Lenses. *J Refract Surg* 2016; 32(4): 273-80.
7. Kelava L, Baric H, Busic M, Cima I, Trkulja V. Monovision Versus Multifocality for Presbyopia: Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Adv Ther* 2017; 34(8): 1815-39.
8. Pedrotti E, Bruni E, Bonacci E, Badalamenti R, Mastropasqua R, Marchini G. Comparative Analysis of the Clinical Outcomes With a Monofocal and an Extended Range of Vision Intraocular Lens. *J Refract Surg* 2016; 32(7): 436-42.
9. Weeber HA, Meijer ST, Piers PA. Extending the range of vision using diffractive intraocular lens technology. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(12): 2746-54.
10. Crispim J, Nose R, Yogi M, Nose W. Refractive and Visual Outcomes of Different Intraocular Lenses with Femtosecond Laser Cataract Surgery: The Expectation of Independence from Spectacles. *The Open Ophthalmology Journal* 2015; 9(145-8).
11. Hawker MJ, Madge SN, Baddeley PA, Perry SR. Refractive expectations of patients having cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31(10): 1970-5.
12. Puciato D, Borysiuk Z, Rozpara M. Quality of life and physical activity in an older working-age population. *Clinical Interventions in Aging* 2017; 12(1627-34).
13. Davidson RS, Dhaliwal D, Hamilton DR, Jackson M, Patterson L, Stonecipher K, Yoo SH, Braga-Mele R, Donaldson K. Surgical correction of presbyopia. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(6): 920-30.
14. de Medeiros AL, de Araújo Rolim AG, Motta AFP, Ventura BV, Vilar C, Chaves MAPD, Carricondo PC, Hida WT. Comparison of visual outcomes after bilateral implantation of a diffractive trifocal intraocular lens and blended implantation of an extended depth of focus intraocular lens with a diffractive bifocal intraocular lens. *Clinical Ophthalmology (Auckland, N.Z.)* 2017; 11(1911-6).
15. Gatinel D, Pagnouille C, Houbrechts Y, Gobin L. Design and qualification of a diffractive trifocal optical profile for intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(11): 2060-7.
16. Kohnen T, Herzog M, Hemkepler E, Schonbrunn S, De Lorenzo N, Petermann K, Bohm M. Visual Performance of a Quadrifocal (Trifocal) Intraocular Lens Following Removal of the Crystalline Lens. *Am J Ophthalmol* 2017; 184(52-62).
17. Rosen E, Alio JL, Dick HB, Dell S, Slade S. Efficacy and safety of multifocal intraocular lenses following cataract and refractive lens exchange: Metaanalysis of peer-reviewed publications. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(2): 310-28.
18. Vilar C, Hida WT, de Medeiros AL, Magalhaes KRP, de Moraes Tzeilikis PF, Chaves M, Motta AFP, Carricondo PC, Alves MR, Nose W. Comparison between bilateral implantation of a trifocal intraocular lens and blended implantation of two bifocal intraocular lenses. *Clin Ophthalmol* 2017; 11(1393-7).
19. Chang JSM, Ng JCM, Chan VKC, Law AKP. Visual Outcomes, Quality of Vision, and Quality of Life of Diffractive Multifocal Intraocular Lens Implantation after Myopic Laser In Situ Keratomileusis: A Prospective, Observational Case Series. *Journal of Ophthalmology* 2017; 2017(6459504).
20. Gil-Cazorla R, Shah S, Naroo SA. A review of the surgical options for the correction of presbyopia. *British Journal of Ophthalmology* 2016; 100(1): 62-70.
21. Gupta I, Oakey Z, Ahmed F, Ambati BK. Spectacle Independence after Cataract Extraction in Post-Radial Keratotomy Patients Using Hybrid Monovision with ReSTOR(®) Multifocal and TECNIS(®) Monofocal Intraocular Lenses. *Case Reports in Ophthalmology* 2014; 5(2): 157-61.
22. Kim KH, Seok KW, Kim WS. Multifocal Intraocular Lens Results in

- Correcting Presbyopia in Eyes After Radial Keratotomy. *Eye Contact Lens* 2017; 43(6): e22-e5.
23. Nuzzi R, Monteu F. Correction of High Astigmatism after Penetrating Keratoplasty with Toric Multifocal Intraocular Lens Implantation. *Case Reports in Ophthalmology* 2017; 8(2): 385-8.
 24. el-Maghraby A, Marzouky A, Gazayerli E, Van der Karr M, DeLuca M. Multifocal versus monofocal intraocular lenses. Visual and refractive comparisons. *J Cataract Refract Surg* 1992; 18(2): 147-52.
 25. Vanderschueren I, Zeyen T, D'Heer B. Multifocal IOL implantation: 16 cases. *Br J Ophthalmol* 1991; 75(2): 88-91.
 26. Davison JA, Simpson MJ. History and development of the apodized diffractive intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32(5): 849-58.
 27. Mojzis P, Studeny P, Werner L, Pinero DP. Late opacification of a hydrophilic acrylic intraocular lens in Europe. *Eur J Ophthalmol* 2016; 26(2): e24-6.
 28. Mojzis P, Studeny P, Werner L, Pinero DP. Opacification of a hydrophilic acrylic intraocular lens with a hydrophobic surface after air injection in Descemet-stripping automated endothelial keratoplasty in a patient with Fuchs dystrophy. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(3): 485-8.
 29. Werner L, Stover JC, Schwiegerling J, Das KK. Effects of Intraocular Lens Opacification on Light Scatter, Stray Light, and Overall Optical Quality/Performance. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2016; 57(7): 3239-47.
 30. Werner L, Wilbanks G, Nieuwendaal CP, Dhital A, Waite A, Schmindinger G, Lee WB, Mamalis N. Localized opacification of hydrophilic acrylic intraocular lenses after procedures using intracameral injection of air or gas. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(1): 199-207.
 31. Chaves MA, Hida WT, Tzeliks PF, Goncalves MR, Nogueira Fde B, Nakano CT, Motta AF, Araujo AG, Alves MR. Comparative study on optical performance and visual outcomes between two diffractive multifocal lenses: AMO Tecnis (R) ZMB00 and AcrySof (R) IQ ReSTOR (R) Multifocal IOL SN6AD1. *Arq Bras Oftalmol* 2016; 79(3): 171-6.
 32. Gundersen KG, Potvin R. Comparison of visual outcomes and subjective visual quality after bilateral implantation of a diffractive trifocal intraocular lens and blended implantation of apodized diffractive bifocal intraocular lenses. *Clin Ophthalmol* 2016; 10(805-11).
 33. Nuijts RM, Jonker SM, Kaufer RA, Lapid-Gortzak R, Mendicute J, Martinez CP, Schmickler S, Kohnen T. Bilateral implantation of +2.5 D multifocal intraocular lens and contralateral implantation of +2.5 D and +3.0 D multifocal intraocular lenses: Clinical outcomes. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(2): 194-202.
 34. Gundersen KG, Potvin R. Trifocal intraocular lenses: a comparison of the visual performance and quality of vision provided by two different lens designs. *Clin Ophthalmol* 2017; 11(1081-7).
 35. Kretz FT, Muller M, Gerl M, Gerl RH, Auffarth GU. Binocular function to increase visual outcome in patients implanted with a diffractive trifocal intraocular lens. *BMC Ophthalmol* 2015; 15(110).
 36. Mojzis P, Majerova K, Hrcckova L, Pinero DP. Implantation of a diffractive trifocal intraocular lens: one-year follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(8): 1623-30.
 37. Madrid-Costa D, Ruiz-Alcocer J, Ferrer-Blasco T, Garcia-Lazaro S, Montes-Mico R. Optical quality differences between three multifocal intraocular lenses: bifocal low add, bifocal moderate add, and trifocal. *J Refract Surg* 2013; 29(11): 749-54.
 38. Monaco G, Gari M, Di Censo F, Poscia A, Ruggi G, Scialdone A. Visual performance after bilateral implantation of 2 new presbyopia-correcting intraocular lenses: Trifocal versus extended range of vision. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43(6): 737-47.
 39. Gil MA, Varon C, Cardona G, Vega F, Buil JA. Comparison of far and near contrast sensitivity in patients symmetrically implanted with multifocal and monofocal IOLs. *Eur J Ophthalmol* 2014; 24(1): 44-52.
 40. Hida WT, Motta AF, Kara-Jose Junior N, Costa H, Tokunaga C, Cordeiro LN, Gemperli D, Nakano CT. [Comparison between OPD-S-
 - can results and visual outcomes of Tecnis ZM900 and Restor SN60D3 diffractive multifocal intraocular lenses]. *Arq Bras Oftalmol* 2008; 71(6): 788-92.
 41. Montes-Mico R, Espana E, Bueno I, Charman WN, Menezo JL. Visual performance with multifocal intraocular lenses: mesopic contrast sensitivity under distance and near conditions. *Ophthalmology* 2004; 111(1): 85-96.
 42. Yamauchi T, Tabuchi H, Takase K, Ohsugi H, Ohara Z, Kiuchi Y. Comparison of visual performance of multifocal intraocular lenses with same material monofocal intraocular lenses. *PLoS One* 2013; 8(6): e68236.
 43. Ye P-P, Li X, Yao K. Visual outcome and optical quality after bilateral implantation of aspheric diffractive multifocal, aspheric monofocal and spherical monofocal intraocular lenses: a prospective comparison. *International Journal of Ophthalmology* 2013; 6(3): 300-6.
 44. Dexl AK, Jell G, Strohmaier C, Seyeddain O, Riha W, Ruckl T, Bachernegg A, Grabner G. Long-term outcomes after monocular corneal inlay implantation for the surgical compensation of presbyopia. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(3): 566-75.
 45. Dick HB, Piovella M, Vukich J, Vilupuru S, Lin L. Prospective multicenter trial of a small-aperture intraocular lens in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43(7): 956-68.
 46. Grabner G, Ang RE, Vilupuru S. The Small-Aperture IC-8 Intraocular Lens: A New Concept for Added Depth of Focus in Cataract Patients. *Am J Ophthalmol* 2015; 160(6): 1176-84.e1.
 47. Waring GOt. Correction of presbyopia with a small aperture corneal inlay. *J Refract Surg* 2011; 27(11): 842-5.
 48. Waring GOt, Berry DE. Advances in the surgical correction of presbyopia. *Int Ophthalmol Clin* 2013; 53(1): 129-52.
 49. Yilmaz OF, Alagoz N, Pekel G, Azman E, Aksoy EF, Cakir H, Bozkurt E, Demirok A. Intracorneal inlay to correct presbyopia: Long-term results. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(7): 1275-81.
 50. Rynders MC, Grosvenor T, Enoch JM. Stability of the Stiles-Crawford function in a unilateral amblyopic subject over a 38-year period: a case study. *Optom Vis Sci* 1995; 72(3): 177-85.
 51. Trindade CC, Trindade BC, Trindade FC, Werner L, Osher R, Santhiago MR. New pinhole sulcus implant for the correction of irregular corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43(10): 1297-306.
 52. Black S. Successful Restoration of Visual Acuity with an Extended Range of Vision Intraocular Lens after Multifocal Laser Ablation. *Case Reports in Ophthalmology* 2016; 7(3): 193-7.
 53. Ruiz-Mesa R, Abengozar-Vela A, Ruiz-Santos M. A comparative study of the visual outcomes between a new trifocal and an extended depth of focus intraocular lens. *Eur J Ophthalmol* 2018; 28(2): 182-7.
 54. Attia MSA, Khoramnia R, Auffarth GU, Kirchner M, Holzer MP. Near and intermediate visual and reading performance of patients with a multifocal apodized diffractive intraocular lens using an electronic reading desk. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 2016; 42(4): 582-90.
 55. Millán MS, Vega F. Extended depth of focus intraocular lens: Chromatic performance. *Biomedical Optics Express* 2017; 8(9): 4294-309.
 56. Ruiz-Mesa R, Abengozar-Vela A, Aramburu A, Ruiz-Santos M. Comparison of visual outcomes after bilateral implantation of extended range of vision and trifocal intraocular lenses. *Eur J Ophthalmol* 2017; 27(4): 460-5.
 57. Schallhorn SC, Teenan D, Venter JA, Schallhorn JM, Hettinger KA, Hannan SJ, Pelouskova M. Monovision LASIK Versus Presbyopia-Correcting IOLs: Comparison of Clinical and Patient-Reported Outcomes. *J Refract Surg* 2017; 33(11): 749-58.
 58. Braga-Mele R, Chang D, Dewey S, Foster G, Henderson BA, Hill W, Hoffman R, Little B, Mamalis N, Oetting T, Serafino D, Talley-Rostov A, Vasavada A, Yoo S. Multifocal intraocular lenses: relative indications and contraindications for implantation. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40(2): 313-22.
 59. Curragh DS, Hassett P. Prevalence of Corneal Astigmatism in an NHS Cataract Surgery Practice in Northern Ireland. *The Ulster Me-*

- dical Journal 2017; 86(1): 25-7.
60. Hayashi K, Manabe S, Yoshida M, Hayashi H. Effect of astigmatism on visual acuity in eyes with a diffractive multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(8): 1323-9.
 61. Koch DD, Ali SF, Weikert MP, Shirayama M, Jenkins R, Wang L. Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(12): 2080-7.
 62. Koch DD, Jenkins RB, Weikert MP, Yeu E, Wang L. Correcting astigmatism with toric intraocular lenses: effect of posterior corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(12): 1803-9.
 63. Ma JX, Tang M, Wang L, Weikert MP, Huang D, Koch DD. Comparison of Newer IOL Power Calculation Methods for Eyes With Previous Radial Keratotomy. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2016; 57(9): Oct162-8.
 64. Ventura BV, Wang L, Weikert MP, Robinson SB, Koch DD. Surgical management of astigmatism with toric intraocular lenses. *Arq Bras Oftalmol* 2014; 77(2): 125-31.
 65. Ventura BV, Al-Mohtaseb Z, Wang L, Koch DD, Weikert MP. Repeatability and comparability of corneal power and corneal astigmatism obtained from a point-source color light-emitting diode topographer, a Placido-based corneal topographer, and a low-coherence reflectometer. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(10): 2242-50.
 66. Popovic M, Campos-Moller X, Schlenker MB, Ahmed, II. Efficacy and Safety of Femtosecond Laser-Assisted Cataract Surgery Compared with Manual Cataract Surgery: A Meta-Analysis of 14 567 Eyes. *Ophthalmology* 2016; 123(10): 2113-26.
 67. Thompson VM, Berdahl JP, Solano JM, Chang DF. Comparison of Manual, Femtosecond Laser, and Precision Pulse Capsulotomy Edge Tear Strength in Paired Human Cadaver Eyes. *Ophthalmology* 2016; 123(2): 265-74.
 68. Ye Z, Li Z, He S. A Meta-Analysis Comparing Postoperative Complications and Outcomes of Femtosecond Laser-Assisted Cataract Surgery versus Conventional Phacoemulsification for Cataract. *J Ophthalmol* 2017; 2017: 3849152.
 69. Davison JA, Potvin R. Preoperative measurement vs intraoperative aberrometry for the selection of intraocular lens sphere power in normal eyes. *Clinical Ophthalmology (Auckland, N.Z.)* 2017; 11: 923-9.
 70. Fram NR, Masket S, Wang L. Comparison of Intraoperative Aberrometry, OCT-Based IOL Formula, Haigis-L, and Masket Formulae for IOL Power Calculation after Laser Vision Correction. *Ophthalmology* 2015; 122(6): 1096-101.
 71. Hill DC, Sudhakar S, Hill CS, King TS, Scott IU, Ernst BB, Pantanelli SM. Intraoperative aberrometry versus preoperative biometry for intraocular lens power selection in axial myopia. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43(4): 505-10.
 72. Zhang Z, Thomas LW, Leu SY, Carter S, Garg S. Refractive outcomes of intraoperative wavefront aberrometry versus optical biometry alone for intraocular lens power calculation. *Indian J Ophthalmol* 2017; 65(9): 813-7.

Evolução das lentes acomodativas

Fernando Silva

Hospital Privado de Braga, Portugal

INTRODUÇÃO

A correção da presbiopia é o último grande desafio no campo da cirurgia refractiva. A degradação fisiológica da acomodação possui causas multifatoriais, o que torna este tratamento mais difícil.

Com a idade, ocorre um progressivo espessamento e perda de elasticidade do cristalino e da sua cápsula, assim como um deslocamento anterior do músculo ciliar, aumento de volume do corpo ciliar e incremento do seu tecido conjuntivo^{1,2}.

Por outro lado, o facto da presbiopia ser universal com o envelhecimento do olho, com milhões de pessoas a necessitar de tratamento³, torna a investigação e desenvolvimento de lentes intra-oculares acomodativas num tema de cada vez maior interesse.

O desenvolvimento de uma lente com capacidade de proporcionar uma alteração da potência óptica, de uma forma suave e progressiva, teria um elevado potencial. Com este objetivo estão em estudo, neste momento, vários tipos de lentes acomodativas.

Após a remoção do cristalino existe um aprofundamento da câmara anterior e deslocação posterior do corpo ciliar, com vários estudos a demonstrarem que o corpo ciliar mantém a capacidade para reagir aos estímulos acomodativos⁴, podendo alterar a posição ou índice de refração de uma lente intra-ocular. A hipótese inicial acerca do mecanismo de ação destas lentes centrava-se no movimento translacional anterior da lente. Vários estudos demonstraram resultados diferentes em relação ao grau e direção desse movimento. Sabe-se hoje que existe uma combinação desse movimento com o *tilting* e flexão da própria óptica da lente⁵.

Como as lentes acomodativas usam uma óptica monofocal, não têm problemas de diminuição de qualidade visual e sensibilidade ao contraste, como acontece com as lentes multifocais, onde a luz é dividida em 2 ou 3 focos, com a formação de imagens conflitantes sobre a retina. Também existem menos fenómenos disforéticos, como halos e *glare*. A qualidade visual é também menos afetada por possíveis pequenos astigmatismos residuais.

Podem estar indicadas quando há contraindicações para o uso de lentes multifocais, ou quando o seu rendimento é sub-ótimo, como sejam os doentes com problemas maculares (DMI, retinopatia, membrana epirretiniana), glaucomas avançados e astigmatismos irregulares.

A acuidade visual para longe e intermédia é elevada mas, para perto, uma grande percentagem dos doentes necessita do uso de óculos. Uma das estratégias a utilizar, de forma a minimizar a necessidade de óculos, passa por ter um alvo refractivo no olho dominante de 0/-0,25D e no não dominante de -0,75/-1,00D, caso os doentes valorizem muito a independência de óculos.

ACOMODAÇÃO E PSEUDO-ACOMODAÇÃO

A acomodação é o processo pelo qual ocorre uma alteração da potência do cristalino, associada à contração do corpo ciliar,

de forma a formar-se uma imagem nítida sobre a retina, a diferentes distâncias. De acordo com a teoria de Helmholtz, com a contração do corpo ciliar ocorre redução da tensão sobre as fibras zonulares e consequentemente um aumento da curvatura anterior e posterior do cristalino, assim como aumento da sua espessura e deslocamento anterior⁶.

O aumento da dureza do cristalino (até 1000 vezes durante a vida)⁷ é o principal responsável pela perda da acomodação, mantendo-se a contratibilidade do corpo ciliar praticamente inalterada⁸. Portanto, poderão ocorrer alterações na posição e forma de uma lente intra-ocular, sob o efeito contrátil do corpo ciliar. O desafio a ultrapassar será a criação de uma lente que seja capaz de o conseguir de uma forma eficaz, predictível e duradoura.

A pseudo-acomodação consiste em qualquer outro mecanismo que altere a potência do sistema ótico do olho ou a forma como funciona, de modo a que haja boa visão para perto, não sendo portanto uma verdadeira restauração da acomodação. Trata-se de mecanismos estáticos e não dinâmicos, como os que ocorrem na acomodação. Os fatores que podem ajudar na pseudo-acomodação são a miopia residual, o efeito estenopeico de uma pupila mióptica (2D de pseudo-acomodação numa pupila de 2,5mm), astigmatismo miópico ligeiro contra a regra, aberração esférica da córnea, multifocalidade corneana, coma corneano, processamento neural, reconhecimento de padrões visuais e a motivação pessoal de cada doente⁵.

A pseudo-acomodação pode ir até 2D e não está dependente da presença de uma lente intra-ocular e, portanto, uma verdadeira acomodação pseudofáquica tem que demonstrar um movimento da lente e/ou alteração da sua potência óptica, correlacionadas com o esforço acomodativo.

TIPOS DE LENTES ACOMODATIVAS

Nos anos 80 Cummings observou que alguns doentes com lentes intra-oculares de silicone conseguiam ter uma boa visão de perto, tendo demonstrado um movimento da óptica de 0,7 mm, sendo estes dados posteriormente confirmados por Thornton⁹. Estes resultados criaram muito interesse na investigação de lentes acomodativas, sem adição de perto nem multifocalidade, de forma a serem reduzidos os fenómenos de halos e *glare* associados às lentes multifocais. Foram propostos vários modelos com capacidade acomodativa, de forma a manter alguma capacidade de visão de perto.

Existem vários designs da óptica e dos hápticos, desenvolvidos com o objetivo de tirar partido do movimento do corpo ciliar e do vítreo, de forma a alterar a posição e/ou forma da lente intra-ocular. No entanto, este movimento terá diferentes efeitos acomodativos, dependendo da potência da lente, da curvatura corneana e do comprimento axial. A acomodação obtida pelo movimento anterior de 1mm de uma lente intra-ocular pode variar desde 0,8D num olho longo a 2,3D num olho curto¹⁰.

Além disso, as medidas objetivas realizadas variam bastante

com os métodos utilizados em diferentes estudos, sendo no entanto sempre movimentos pequenos, não podendo justificar sequer 1D de acomodação. Há estudos que demonstram até movimentos posteriores em cerca de metade das lentes¹¹.

De notar também a existência de fibrose progressiva do saco capsular e bloqueio da lente, com diminuição do seu movimento e da sua efetividade. A implantação no sulco pode eventualmente ultrapassar estes problemas, pois usa as forças geradas pelo corpo ciliar, independentemente da integridade da cápsula posterior.

Podemos classificar estas lentes conforme o seu mecanismo de ação, ou seja, como se modificam em resposta à contração do corpo ciliar:

- 1- Alteração da posição (com óptica única (A) ou dupla (B))
- 2- Alteração da forma
- 3- Preenchimento do saco capsular com um gel ou polímero
- 4- Modulação do índice de refração

1- ALTERAÇÃO DA POSIÇÃO

Estas lentes foram desenvolvidas para melhorar a acuidade visual para perto, através do deslocamento anterior da óptica de lente.

A- ÓPTICA ÚNICA

CRYSTALENS

Lente biconvexa dum elastómero de silicone de 3ª geração (biosil), com hápticos em forma de T, para fixação no saco capsular. Possui chanfraduras entre a óptica e os hápticos, de forma a permitir alterações na posição axial e na curvatura da lente (Figura 1). A crystalens AT-45 foi a primeira lente acomodativa aprovada pela FDA em 2003. Atualmente existem as versões AO e HD. As acuidades visuais para longe e intermédia são elevadas com esta lente, mas para perto os resultados são contraditórios, podendo dever-se principalmente a fenómenos de pseudo-acomodação¹².

Estudos recentes demonstraram uma acomodação objetiva de apenas 0,4D, sendo as melhorias na acuidade visual para perto, em relação às lentes monofocais, devidas provavelmente a alterações geométricas e de alinhamento da lente, as quais ocorrem com o esforço acomodativo, provocando um aumento da profundidade de foco por mecanismos pseudo-acomodativos (astigmatismo, aberração esférica, trefoil e coma)¹³.

Os fenómenos disfotópicos são menores e a sensibilidade ao contraste é superior nesta lente em relação às lentes multifocais.

1CU

Lente acrílica hidrofílica, com óptica biconvexa e 4 hápticos flexíveis, que se dobram com a contração do músculo ciliar, permitindo um movimento anterior da lente.

A lente depende muito da flexibilidade da cápsula, perdendo muita eficácia com a contração capsular que ocorre ao longo do tempo. Um estudo demonstrou uma acomodação média de 1,90D aos 6 meses e 0,30D aos 12 meses¹⁴. Outros estudos mediram uma amplitude de acomodação objetiva de cerca de 0,68±0,49D, aos 4 anos¹⁵.

TETRAFLEX

Lente de hidroxietilmetacrilato (HEMA), muito flexível, com hápticos angulados, permitindo o movimento da lente, juntamente com o saco capsular, durante a acomodação.

Estudos demonstraram alguma melhoria na acuidade visual para perto, em relação às lentes monofocais, mas a lente mantinha-se relativamente fixa, sendo este benefício provavelmente devido à indução de aberrações de alta ordem.¹⁶

B- ÓPTICA DUPLA

SYNCHRONY

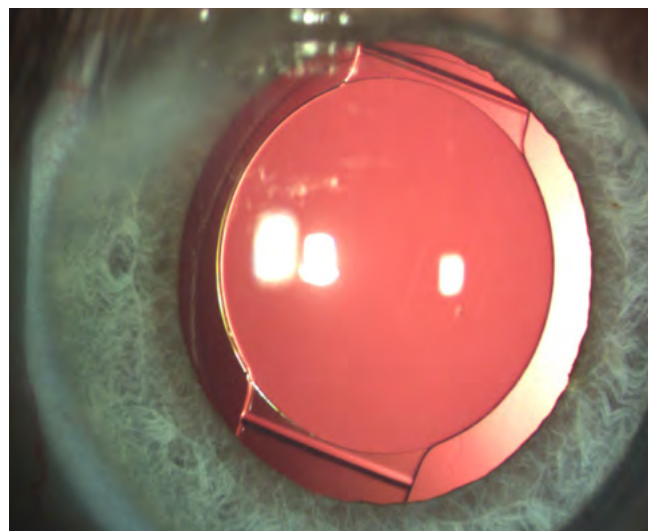


Figura 1 Crystalens implantada, no 1º dia após cirurgia

Lente constituída por duas ópticas de silicone, em prato, uma anterior com uma potência positiva muito elevada (cerca de 32D) e uma posterior com potência negativa, de forma a atingir a ametropia. Estas 2 lentes estão conectadas por 4 hápticos que funcionam como molas. Quando há acomodação é reduzida a tensão capsular e há expansão do saco capsular, havendo um movimento axial anterior da óptica capsular, com um aumento dinâmico da potência dióptrica da lente intra-ocular.

Os resultados de um estudo realizado em 74 doentes com implantação bilateral da lente Synchrony mostraram uma acuidade visual para perto de 20/27 e 70% dos doentes não necessitavam de óculos¹⁷.

LUMINA

Esta lente possui dois elementos óticos dum polímero acrílico hidrofóbico. Estes dois componentes são implantados no sulco ciliar e são capazes de se movimentarem um em cima do outro. O elemento posterior corrige a visão para longe e o anterior foi desenhado para proporcionar 5D de correção. Cada componente tem uma superfície asférica, aumentando linearmente a sua potência com o movimento da lente, quando o músculo ciliar contrai, focando a luz para a visão de perto.

Num estudo com 61 olhos a acuidade visual para perto, corrigida para longe, foi de 0,11 LogRAD e manifestou-se objetivamente uma acomodação de 1,27D¹⁸. A colocação da lente no sulco poderá evitar os efeitos da fibrose e contração capsular, que podem perturbar a performance das lentes colocadas no saco capsular.

2- ALTERAÇÃO DA FORMA

Pequenas alterações na curvatura de uma lente podem produzir grandes mudanças no seu poder dióptrico. Várias lentes funcionam tendo em conta este princípio.

NULENS

Lente com hápticos de PMMA que são colocados no sulco ciliar, com uma óptica anterior que corrige a visão para a distância, uma pequena câmara com um gel de silicone e um pistão posterior com uma abertura central. Quando existe contração do músculo ciliar o pistão induz um abaulamento do

gel de silicone, aumentando assim a potência óptica da lente. Num estudo com 10 doentes conseguiu-se um ganho ligeiro na acuidade visual para perto, mas ocorreu uma grande perda de células endoteliais e 60% de opacificação capsular posterior¹⁹.

WIOL-CF

Lente com uma óptica polifocal que altera a sua forma durante a acomodação, tentando mimetizar a estrutura e forma dum cristalino jovem. Trata-se de uma lente de hidrogel, sem hápticos, de óptica inteira, que preenche todo o saco capsular.

Teoricamente a lente funciona pela sua polifocalidade e desenho hiperbólico, com aumento da profundidade de foco e pela deformação decorrente da contração do músculo ciliar, com aumento da espessura e alteração da curvatura da própria lente. Num estudo prospetivo com 50 olhos conseguiram-se acuidades visuais não corrigidas para perto de 20/25 ou superiores em 72% dos casos²⁰.

Noutro estudo mais recente cerca de metade dos doentes não necessitaram de óculos para perto e as visões para perto, com correção para longe, foram de 0,26 LogMAR aos 6 meses²¹.

FLUIDVISION

Lente com óptica acrílica hidrofóbica de 6mm, preenchida com óleo de silicone, com ligação a hápticos osco também preenchidos de silicone. Quando ocorre a acomodação existe passagem do óleo, com alteração da curvatura da óptica da lente. A quinta geração desta lente iniciou recentemente ensaios clínicos.

Num estudo multicêntrico, com a quarta geração da lente, o qual envolveu 117 doentes, conseguiram-se acuidades visuais para perto de 0,3 LogMAR, com medidas objetivas de acomodação entre 1,81 e 2,17D.

JUVENE

Lente com um sistema modular, composto por uma lente fixa, com uma base óptica esférica rodeada por um háptico em 360°, preenchendo todo o saco capsular e por uma segunda lente que é fixa na anterior, podendo esta alterar a sua curvatura em resposta direta às alterações capsulares decorrentes da acomodação.

Estão previstos os primeiros ensaios clínicos para o ano de 2018.

3- PREENCHIMENTO DO SACO CAPSULAR

Durante muitos anos investigou-se a possibilidade de preencher o saco capsular com um gel ou polímero transparente e flexível, que permitisse alterações de forma com o esforço acomodativo.

No entanto, foram encontradas várias dificuldades relacionadas com a alta incidência de opacificação capsular, fuga do polímero durante ou após a cirurgia, controlo do volume do material injetado e produção de características viscoelásticas que permitam uma deformação controlada e ao mesmo tempo a formação de uma imagem retiniana de qualidade.

Recentemente Nishi et al.²² efetuaram estudos preliminares em macacos pré-presbiopes, efetuando facoemulsificação, com capsulorrexia anterior e posterior, inserindo uma lente de silicone sobre a cápsula posterior e injetando outra lente dobrável, acomodativa, sobre a primeira. Entre as duas lentes foi injetado um polímero de silicone. Neste estudo conseguiram-se amplitudes de acomodação de 2,5D²³.

4- MODULAÇÃO DO ÍNDICE DE REFRAÇÃO

LIQULENS

Trata-se de uma lente com uma óptica que contém duas

soluções não miscíveis com índices refrativos diferentes. Quando o doente olha em frente vê através do líquido inferior e quando olha para baixo vê através dos dois, com um índice de refração composto, permitindo uma melhor visão para perto.

LENTE ELETRO-ADAPTATIVAS

Lente difrativa em cristal líquido, com controlo elétrico do índice de refração em resposta à acomodação (Elenza Inc.). Tem um componente central hidrofóbico esférico, sendo ativado um cristal líquido difrativo, para a visão de perto, em resposta a micro-sensores que detetam alterações fisiológicas na luz, provocadas pelo esforço de acomodação²⁴.

Outras lentes propostas alteram o índice de refração da sua óptica, regulando o campo elétrico, em resposta ao movimento do corpo ciliar. Este movimento é detetado por transdutores de pressão ou de campo elétrico²⁵.

CONCLUSÕES

Com o objetivo de restaurar a acomodação têm sido feitas várias tentativas, com diferentes designs de lentes e com diversos mecanismos de ação. Estas lentes encontram-se em diferentes estadios de desenvolvimento e de comercialização. A lente acomodativa ideal ainda não existe, mas têm sido dados passos significativos nesse sentido. Já existem algumas lentes que proporcionam boas acuidades visuais para longe e intermédio, com poucos fenómenos difotópicos, mas as acuidades visuais para perto, além de não serem as ideais, pioram significativamente com o tempo.

Falta desenvolver uma lente verdadeiramente acomodativa, que não dependa dos efeitos da pseudo-acomodação, com resultados predictíveis, com manutenção da eficácia a longo prazo e menos dependente da fibrose capsular.

REFERÊNCIAS

1. Heys KR, Cram SL, Truscott RJ. Massive increase in the stiffness of the human lens nucleus with age: the basis for presbyopia? *Mol Vis* 2004; 10: 956-63.
2. Strenk SA, Strenk LM, Koretz JF. The mechanism of presbyopia. *Prog Retin Eye Res* 2005; 24(3): 379-93.
3. Holden BA, Fricke TR, Ho SM, Wong R, Schlenker G, Cronjé S, Burnett A, Papas E, Naidoo KS, Frick. Global vision impairment due to uncorrected presbyopia. *Arch Ophthalmol* 2008; 126(12): 1731-9.
4. Taberner J, Chirre E, Hervella L, Prieto P, Artal P. The accommodative ciliary muscle function is preserved in older humans. *Sci Rep* 2016; 6: 25551.
5. Pallikaris IG, Kontadakis GA, Portaliou DM. Real and Pseudoaccommodation in Accommodative Lenses. *J Ophthalmol* 2011; 2011: 284961.
6. Glasser A. Accommodation: mechanism and measurement. *Ophthalmol Clin North Am* 2006; 19(1): 1-12.
7. Weeber HA, Eckert G, Soergel F, Meyer CH, Pechhold W, van der Heijde RG. Dynamic mechanical properties of human lenses. *Exp Eye Res.* 2005; 80(3): 425-34.
8. Strenk SA, Semmlow JL, Strenk LM, Munoz P, Gronlund-Jacob J, DeMarco JK. Age-related changes in human ciliary muscle and lens: a magnetic resonance imaging study. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1999; 40(6): 1162-9.
9. Doane JF. Accommodating intraocular lenses. *Curr Opin Ophthalmol* 2004; 15(1): 16-21.
10. Nawa Y, Ueda T, Nakatsuka M, Tsuji H, Marutani H, Hara Y, Uozato H. Accommodation obtained per 1.0mm forward movement of a posterior chamber intraocular lens. *J Cataract Refract Surg.* 2003; 29(11): 2069-72.
11. Marcos S, Ortiz S, Pérez-Merino P, Birkenfeld J, Durán S, Jiménez-

- Alfaro I. Three-dimensional evaluation of accommodating intraocular lens shift and alignment in vivo. *Ophthalmology* 2014; 121(1): 45–55.
12. Dick HB, Kaiser S. Dynamic aberrometry during accommodation of phakic eyes and eyes with potentially accommodative intraocular lenses. *Ophthalmologie* 2002; 99(11): 825–34.
 13. Pérez-Merino P, Birkenfeld J, Dorronsoro C, Ortiz S, Durán S, Jiménez-Alfaro I, Marcos S. Aberrometry in patients implanted with accommodative intraocular lenses. *Am J Ophthalmol* 2014; 157(5): 1077–89.
 14. Mastropasqua L, Toto L, Falconio G, Nubile M, Carpineto P, Ciancaglini M, Di Nicola M, Ballone E. Longterm results of 1 CU accommodative intraocular lens implantation: 2-year follow-up study. *Acta Ophthalmol Scand* 2007; 85(4): 409–14.
 15. Wolffsohn JS, Hunt OA, Naroo S, Gilmartin B, Shah S, Cunliffe IA, Benson MT, Mantry S. Objective accommodative amplitude and dynamics with the 1CU accommodative intraocular lens. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2006; 47(3): 1230–5.
 16. Wolffsohn JS, Davies LN, Gupta N, Naroo SA, Gibson GA, Mihashi T, Shah S. Mechanism of action of the tetraflex accommodative intraocular lens. *J Refract Surg* 2010; 26: 858–62.
 17. Marques EF, Castanheira-Dinis A. Clinical performance of a new aspheric dual-optic accommodating intraocular lens. *Clin Ophthalmol* 2014; 8: 2289–95.
 18. Alió JL, Simonov A, Plaza-Puche AB, Angelov A, Angelov Y, van Lawick W, Rombach M. Visual outcomes and accommodative response of the Lumina accommodative intraocular lens. *Am J Ophthalmol* 2016; 164: 37–48.
 19. Alió JL, Ben-Nun J, Rodríguez JL, Plaza AB. Visual and accommodative outcomes 1 year after implantation of an accommodating intraocular lens based on a new concept. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(10): 1671–8.
 20. Pallikaris IG, Portaliou DM, Kymionis GD, Panagopoulou SI, Kounis GA. Outcomes after accommodative bioanalogic intraocular lens implantation. *J Refract Surg*. 2014; 30(6): 402–6.
 21. Studeny P, Krizova D, Urminsky J. Clinical experience with the WIOL-CF accommodative bioanalogic intraocular lens: Czech national observational registry. *Eur J Ophthalmol* 2016; 26(3): 230–5.
 22. Nishi O, Nishi K, Nishi Y, Chang S. Capsular bag refilling using a new accommodating intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34(2): 302–9.
 23. Nishi O, Nishi Y, Chang S, Nishi K. Accommodation amplitudes after an accommodating intraocular lens refilling procedure: in vivo update. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40(2): 295–305.
 24. Li G, Mathine DL, Valley P, Ayräs P, Haddock JN, Giridhar MS, Williby G, Schwiegerling J, Meredith GR, Kippelen B, Honkanen S, Peyghambarian N. Switchable electro-optic diffractive lens with high efficiency for ophthalmic applications. *Proc Nat Acad Sci USA* 2006; 103(16): 6100–4.
 25. Campin JA, Pettit GH, inventors; Novartis Ag, assignee. Sensors for triggering electro-active ophthalmic lenses. US patent WO2014084958 A1. June 5, 2014.

Mix & Match com lentes intra-oculares multifocais para o tratamento da presbiopia

Sergio Kwitko

Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Brasil
Oftalmocentro, Porto Alegre, Brasil

INTRODUÇÃO

Uma alternativa atual bastante efetiva para o tratamento da presbiopia é a extração do cristalino, opaco ou não, com o implante de lentes intraoculares multifocais (LIOs MF), bifocais, trifocais e de foco estendido. Existem hoje em dia uma grande variedade de opções¹⁻⁷.

Como cada lente tem características específicas e nem sempre proporcionam foco adequado em todas as distâncias, podem-se combinar várias tecnologias, o que se chama de *Mix & Match*⁸⁻¹¹.

As lentes refrativas, representadas basicamente pela M-Flex da Rayner, são verdadeiramente multifocais e proporcionam uma melhor visão para longe e para distância intermédia do que para perto. Deixam a desejar, no entanto, de uma maneira geral, na visão para perto. Pode-se usar a estratégia de *Far e Near*, ou seja, implantar uma M-Flex com predomínio de foco para longe no olho dominante (M-Flex Far) e uma M-Flex com predomínio de foco para perto no olho não dominante (M-Flex Near)^{3,9,16}.

As lentes difrativas bifocais com adição de +4.00 D proporcionam uma excelente visão para perto e para longe, mas deixam a desejar para a visão intermédia^{3,9,16}.

Os fabricantes têm então em seu portfólio LIOs bifocais difrativas com adição menor (+2.50, +2.75, +3.00, +3.25 D), ou LIO de foco estendido, para contemplar melhor a visão intermédia.

No entanto, estas LIOs privilegiam a visão entre 40 e 65 cm e deixam a desejar na visão de perto, em relação às LIOs difrativas bifocais com adição de +4.00 D que tem um foco excelente a 33 cm.

Mais recentemente tornaram-se disponíveis LIOs difrativas trifocais, com o intuito de contemplar uma visão mais completa em todas as distâncias. Realmente as LIOs trifocais são uma alternativa mais completa às bifocais^{12,13}.

No entanto, estas LIOs trifocais ainda privilegiam um pouco mais a visão intermédia do que a de perto, pois seu foco mais próximo situa-se entre 37 e 40 cm, o que pode satisfazer a doentes longilíneos ou que não têm uma atividade intensa de perto^{12,13}.

Para uma leitura mais prolongada, ou uma visão mais nítida entre 33 e 35 cm, muitas vezes as LIOs trifocais também não são suficientes e o doente pode ter necessidade de utilizar uns óculos complementares^{12,13}.

Para fornecer então uma visão completa em todas as distâncias, uma opção interessante que se tem utilizado é a mistura de LIOs diferentes (*Mix & Match*), em que no olho dominante se implanta uma LIO que dê visão para intermédio e longe (com adição ao redor de +3.00 D), e no não dominante uma LIO que dê nitidez para perto e longe (adição +4.00 D). Com isso possibilita-se ao doente uma maior amplitude de visão em todas as distâncias, sem aumentar as complicações⁸⁻¹¹.

Na experiência dos Autores, utilizando o *Mix & Match* desta forma, 96% dos doentes ficam completamente independentes dos óculos em todas as distâncias⁸, o que é demonstrado pela

curva de *defocus* comparando diversas combinações de LIOs na Figura 1¹⁷:

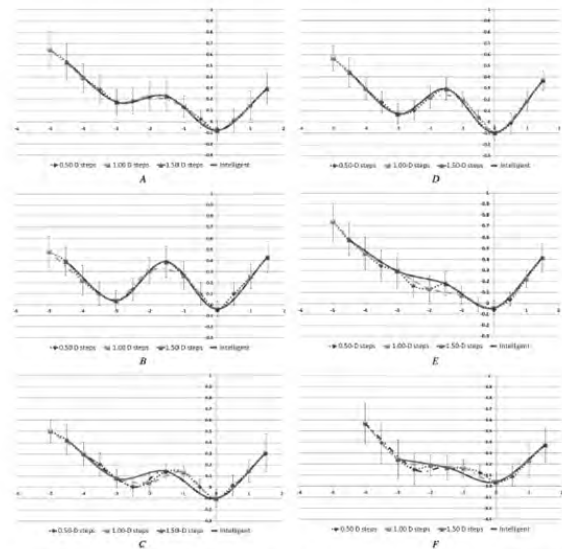


Figura 1 - Curvas de desfocagem em doentes implantados bilateralmente: Com lentes refrativas (A); Com Lentes difrativas (B); Com lentes Rotacionais assimétricas com adição de +3.00D (C); *Mix and Match* com refractiva e difrativa (D); *Mix and Match* combinando +1.50D e +3.00D de adição em lentes rotacionais assimétricas (E); Com lentes Trifocais (F). As barras de erro representam ± 1 SD.

Note-se que a curva de *defocus* de *Mix & Match* foi semelhante à das LIOs trifocais, no entanto um pouco melhor para perto e um pouco pior para intermédio¹⁷.

Não há, na experiência dos Autores, aumento de efeitos colaterais como halos e *glare* com *Mix and Match* em relação a duas LIOs semelhantes em ambos os olhos^{8,14,16}.

O ponto fundamental para um bom resultado é o entendimento por parte do doente quanto ao funcionamento e a limitação das LIOs multifocais.

Além disso, a cirurgia deve ser absolutamente precisa, desde uma biometria exata e uma cirurgia sem complicações com o implante da LIO dentro do saco capsular.

REFERÊNCIAS

1. Montés-Micó R, España E, Bueno I, Charman WN, Menezo JL. Visual performance with multifocal intraocular lenses: mesopic contrast sensitivity under distance and near conditions. *Ophthalmology* 2004; 111(1): 85-96.
2. Leyland M and Zinicola E. Multifocal versus monofocal intraocular lenses in cataract surgery: a systematic review. *Ophthalmology* 2003; 110(9): 1789-98.

3. Alió JL, Tavolato M, De la Hoz F, Claramonte P, Rodríguez-Prats JL, Galal A. Near vision restoration with refractive lens exchange and pseudoaccommodating and multifocal refractive and diffractive intraocular lenses: comparative clinical study. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30(12): 2494-503.
4. Mester U, Hunold W, Wesendahl T, Kaymak H. Functional outcomes after implantation of Tecnis ZM900 and Array SA40 multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33(6): 1033-40.
5. Pineda-Fernández A, Jaramillo J, Celis V, Vargas J, DiStacio M, Galíndez A, Del Valle M. Refractive outcomes after bilateral multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30(3): 685-8.
6. Javitt JC and Steinert RF. Cataract extraction with multifocal intraocular lens implantation: a multinational clinical trial evaluating clinical, functional, and quality-of-life outcomes. *Ophthalmology* 2000; 107(11): 2040-8.
7. Leyland MD, Langan L, Goolfee F, Lee N, Bloom PA. Prospective randomised double-masked trial of bilateral multifocal, bifocal or monofocal intraocular lenses. *Eye (Lond)* 2002; 16(4): 481-90.
8. Kwitko S. Como eu trato presbiopia com lentes intra-oculares multifocais. *Oftalmologia em foco*, 2011.
9. Goes FJ. Visual Results Following Implantation of a Refractive Multifocal IOL in One Eye and a Diffractive Multifocal IOL in the Contralateral Eye. *J Refract Surg* 2008; 24(3): 300-5.
10. Yoon Y, Song IS, Kim JY, Kim MJ, Tchah H. Bilateral mix-and-match versus unilateral multifocal intraocular lens implantation: Long-term comparison. *J Cataract Refract Surg* 39(11): 1682-90, 2013.
11. Lacmanović-Loncar V, Pavčić-Astalos J, Petric-Vicković I, Mandić Z. Multifocal intraocular Mix and Match lenses. *Acta Clin Crat* 2008; 47(4): 217-2008.
12. Sheppard AL, Shah S, Bhatt U, Bhogal G, Wolffsohn JS. Visual outcomes and subjective experience after bilateral implantation of a new diffractive trifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2012; 39(3): 343-9.
13. Marques EF, Ferreira TB. Comparison of visual outcomes of 2 diffractive trifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(2): 354-63.
14. Pieh S, Weghaupt H, Skorpik C. Contrast sensitivity and glare disability with diffractive and refractive multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 1998; 24(5): 659-62.
15. Pieh S, Lackner B, Hanselmayer G, Zöhrer R, Sticker M, Weghaupt H, Fercher A, Skorpik C. Halo size under distance and near conditions in refractive multifocal intraocular lenses. *Br J Ophthalmol* 2001; 85(7): 816-21.
16. Schmitz S, Dick HB, Krummenauer F, Schwenn O, Krist R. Contrast sensitivity and glare disability by halogen light after monofocal and multifocal lens implantation. *Br J Ophthalmol* 2000; 84(10): 1109-12.
17. Wolffsohn JS, Jinabhai AN, Kingsnorth A, Sheppard AL, Naroo SA, Shah S, Buckhurst P, Hall LA, Young G. Exploring the optimum step size for defocus curves. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(6): 873-80.

Evolução das lentes intra-oculares trifocais

Cláudia Oliveira-Ferreira¹, Sara Perestrelo¹, Paulo Freitas-Costa^{1,2}, João Tavares-Ferreira¹ e João Paulo Macedo¹

1 - Serviço de Oftalmologia, Centro Hospitalar São João, Porto, Portugal

2 - Departamento de Anatomia, Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, Portugal

INTRODUÇÃO

A cirurgia de catarata é um dos procedimentos cirúrgicos mais realizados, tendo-se tornado cada vez mais segura e reprodutível desde o aparecimento da facoemulsificação. A abordagem tradicional consiste na substituição do cristalino por uma lente intra-ocular (LIO) monofocal, permitindo restabelecer a acuidade visual (AV) para longe, implicando, contudo, a utilização de óculos para uma boa AV para perto¹. Os objetivos da cirurgia de catarata são melhorar a qualidade de vida do doente, permitindo a independência de óculos para todas as distâncias. A redução da necessidade do uso de óculos tornou-se uma expectativa crescente entre os doentes submetidos a cirurgia de catarata, particularmente entre os que mantêm um estilo de vida ativo. Este é o motivo pelo qual a abordagem da presbiopia pseudofáquica se tornou um tópico tão importante na prática atual da cirurgia de catarata². As lentes intra-oculares multifocais (LIOMs) foram introduzidas na prática clínica no início de 1990 como uma solução óptica para satisfazer as necessidades visuais de doentes que pretendiam a independência de óculos, promovendo, simultaneamente, uma boa acuidade visual para longe e para perto^{3,4}.

As LIOMs foram desenhadas para gerar dois pontos focais separados ao longo do eixo óptico, simulando o equivalente funcional da acomodação¹. Implementando o conceito de visão simultânea, há a formação de imagens sobrepostas na retina: o cérebro seleciona a imagem mais nítida e suprime as outras¹. As LIOMs projetam múltiplas imagens na retina, o que pode resultar em fenómenos visuais indesejáveis, como a redução da sensibilidade ao contraste, *glare* e visualização de halos⁵. As disfotópsias positivas (*glare* e halos) são 3,5 vezes mais frequentes com LIOMs do que com LIOs monofocais e são o principal motivo de insatisfação pós-cirúrgica. As LIOMs estão associadas a menor sensibilidade ao contraste (vs. monofocais), especialmente em condições mesópicas².

LIOMs – PROPRIEDADES ÓPTICAS

As LIOMs utilizam um design refrativo, difrativo ou combinado.

Lentes Refrativas

A refração consiste na mudança da direção dos raios de luz devido à espessura, curvatura e densidade óptica do material que os transmite⁶. As LIOMs refrativas apresentam duas ou mais zonas esféricas de diferentes raios de curvatura, isto é, círculos concêntricos de diferentes poderes refrativos (Figura 1). Uma zona de refração constante permite criar um foco para a distância e outra zona refrativa fornece um foco para perto. O desenho da lente reside no pressuposto de que, ao visualizar um objeto próximo, a miose inerente oculta a parte periférica da lente e, conseqüentemente, apenas a zona central é efetiva, permitindo uma visão clara de um objeto próximo. Ao visualizar um objeto distante a pupila aumenta de tamanho, permitindo que uma área suficientemente grande

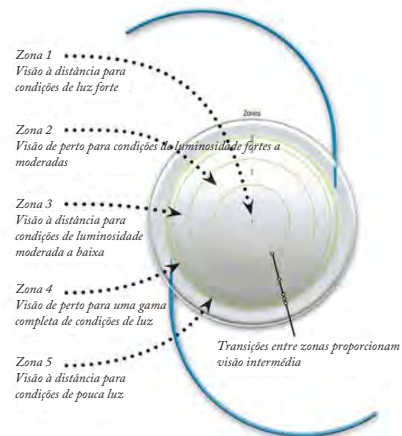


Figura 1. LIO Refractiva: ReZoom

da periferia da lente seja efetiva para permitir a visualização do objeto. A interface entre as zonas refrativas causa halos e *glare* indesejados. A principal desvantagem das LIOMs refrativas é a dependência do tamanho da pupila: uma pupila inferior a 2 mm não permite a criação de um foco para visão ao longe^{1,6}. Outras desvantagens são: alta sensibilidade à centragem da lente, intolerância ao ângulo kappa, potencial para halos e *glare* e perda de sensibilidade ao contraste².

Lentes Difrativas

A difração ocorre quando a luz encontra um obstáculo no material em que viaja e é desviada numa direção diferente⁶. As LIOs difrativas utilizam o princípio de Huygen-Fresnel: quando a luz passa através de uma fenda estreita é desviada; se duas fendas adjacentes forem iluminadas pela mesma fonte de luz, as ondas de luz desviadas resultantes sobrepõem-se, produzindo interferência (Figura 2). Dependendo da fase das duas frentes de onda, as ondas de luz podem ser construtivas, reforçando-se uma à outra, ou podem ser destrutivas, enfraquecendo-se mutuamente. Assim, os “degraus” na superfície da LIOM atuam como gradiente de difração, (dividem a luz para diversos focos) criando focos diferentes através de interferência construtiva ou destrutiva da luz incidente¹.

As LIOMs difrativas apresentam anéis concêntricos que cobrem a superfície anterior e posterior e que servem como gradiente de fase, levando à difração da luz e produzindo os dois focos de visão para perto e longe (Figura 3). A altura do “degrau” determina o número de dioptrias em que os dois focos diferem um do outro, ou seja, o poder de adição. A perda de energia causada pela interferência destrutiva é a principal desvantagem dos desenhos difrativos^{2,7}. As LIOMs difrativas são menos dependentes do tamanho da pupila, são mais tolerantes ao ângulo kappa e à descentração, proporcionam melhor qualidade óptica, igual/melhor sensibilidade de contraste e disfotópsias do que as LIOMs refrativas^{2,6}.

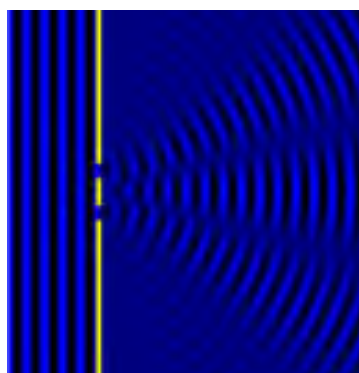


Figura 2. Princípio Huygen-Fresnel

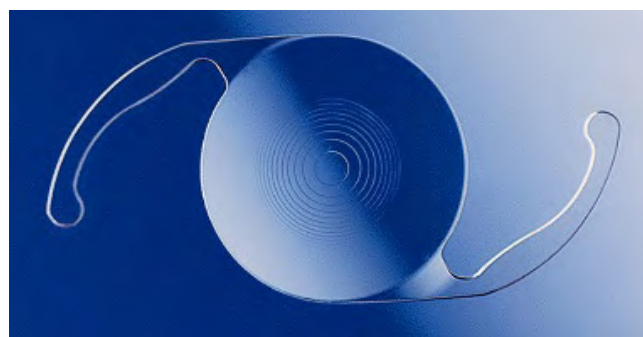


Figura 4. LIO Híbrida: Acrysof ReStor

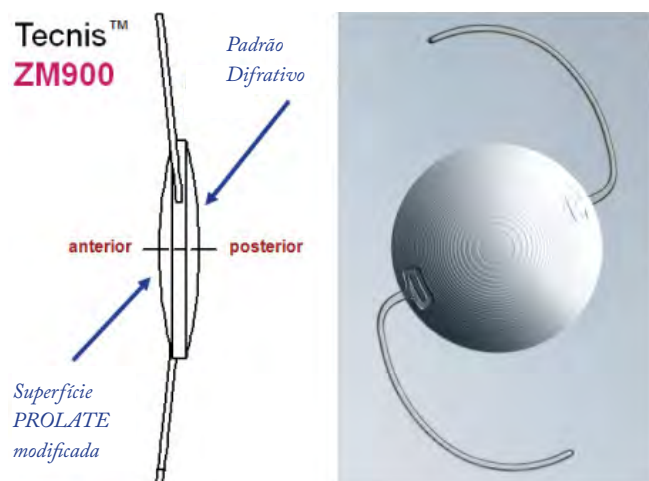


Figura 3. LIO Difrativa: Tecnis ZM900

Lentes híbridas

As LIOMs híbridas combinam conceitos refrativos e difrativos. Para o seu desenvolvimento foram necessários dois princípios orientadores: a visão para perto é menos importante em condições escotópicas, quando a pupila tem um maior tamanho; e a minimização da percepção de halos e *glare* em condições escotópicas é fundamental.

A apodização é definida pela redução gradual da altura e largura dos “degraus” da superfície da LIO, do centro para a periferia, de forma radial, balanceando a distribuição de energia luminosa para os dois focos primários¹. Essa mudança gradual é muito importante opticamente, uma vez que evita quaisquer limites ópticos repentinos, reduzindo a perda de luz devido a altas ordens difrativas e permitindo uma transição suave na distribuição de luz.

A primeira lente híbrida aprovada em Portugal foi a Acrysof ReStor (Alcon). A curvatura base da lente permite a visão à distância utilizando a sua forma refrativa. Além disso, há 12 discontinuidades de difração ou “degraus” que foram incorporadas na superfície anterior para fornecer o poder de adição. Essas discontinuidades cobrem o diâmetro central de 3,6 mm da LIO, enquanto o anel periférico, entre os 3,6 mm até ao bordo de 6,0 mm é constituído por uma superfície refrativa dedicada à visão à distância (Figura 4). Este tipo de LIOM oferece uma redução nos fenómenos ópticos indesejáveis, um aumento da sensibilidade ao contraste, melhor visão intermédia, mas uma visão para perto mais pobre, podendo ser necessário, em alguns casos, o uso de óculos para leituras mais prolongadas¹.

LENTE DE FOCO ESTENDIDO

As LIOMs comercializadas em Portugal com esta característica (foco estendido) são a Symphony (Abbott) e a Precizon Presbyopic (Ophtec). Possuem um *design* difrativo, independente da pupila, que melhora a sensibilidade ao contraste usando a tecnologia acromática para a correção da aberração cromática. De acordo com o fabricante, a LIO cria um foco alongado e contínuo, independentemente do tamanho da pupila (ou seja, um intervalo prolongado e contínuo da visão para longe e para perto), sem planos definidos⁸.

LENTE INTRA-OCULARES TRIFOCAIS

As LIOMs clássicas são bifocais e, vários estudos demonstraram que as LIOMs refrativas⁹⁻¹², difrativas¹³⁻¹⁷ e híbridas¹⁸⁻²² proporcionam boa acuidade visual para longe e para perto quando implantadas. No entanto, a função visual para distância intermédia (trabalho em computador) é pobre entre estes dois pontos focais²³⁻²⁶.

As lentes intra-oculares trifocais (LIOTs) foram introduzidas para incluir um terceiro ponto focal que usa a luz perdida na lente convencional difrativa (bifocal). O objetivo de introduzir um terceiro ponto focal na óptica de LIOT é proporcionar uma melhor AV para distâncias intermédias, mantendo uma boa AV para longe e perto.

As LIOTs podem ser alcançadas combinando dois perfis difrativos bifocais em uma superfície da LIO ou usando um perfil difrativo trifocal combinado ou não com um padrão difrativo bifocal²⁷.

1ª GERAÇÃO

1. Finevision Micro F (PhysIOL S.A, 2010)

A primeira LIOT comercializada em Portugal foi a Finevision Micro F (PhysIOL S.A, 2010) (Figura 5). É uma LIOT esférica, monobloco, com um diâmetro total de 10,75 mm e um diâmetro óptico de 6,15 mm. O poder de adição (add) é +3,50 D (Dioptria) para uma visão de perto e +1,75 D para distâncias intermédias. A óptica é apodizada e projetada para aumentar a dominância da visão à distância com o aumento do tamanho da pupila. A distribuição de energia da luz para uma LIO de 20,00 D e uma pupila com um diâmetro de 3,0 mm é de 42%, 15% e 29% para o foco de visão à distância, intermédia e perto, respetivamente⁶. Uma distribuição assimétrica de energia entre os três focos (distante, intermédio e perto) permite uma AV para longe dominante, AV para distância intermédia melhorada e sem impacto na visão para perto.

A LIOT baseia-se numa óptica completamente difrativa com atenuação gradual da altura dos degraus difrativos, resultando numa mudança contínua da distribuição de



Figura 5. LIO FineVision

energia da luz direcionada aos três focos primários. Quando a pupila aumenta de tamanho, os degraus periféricos são progressivamente expostos, com quantidades crescentes de luz dedicadas à visão para longe e menos luz dirigida aos pontos focais para perto e distâncias intermédias. Esta diminuição gradual da altura do “degrau” do centro para a periferia mostrou reduzir a incidência de fenómenos ópticos indesejáveis como os halos²⁸.

A percentagem de energia perdida em LIOs difrativas bifocais é de 18–20%, enquanto que, na LIOT FineVision, de aproximadamente 15%.

No trabalho de Vryghem J. *et al.*²⁸, a média da AV para longe não corrigida (UDVA) foi $0,06 \pm 0,09$ logMAR, a média da AV para longe corrigida (CDVA) foi $0,00 \pm 0,08$ logMAR, a média da AV para perto não corrigida (UNVA) foi $0,11 \pm 0,12$ logMAR, a média da AV para perto corrigida (DCNVA) foi $0,09 \pm 0,12$ logMAR, a média da AV para distância intermédia não corrigida (UIVA) foi $0,05 \pm 0,19$ logMAR e a média da AV para distância intermédia corrigida (DCIVA) foi $0,06 \pm 0,19$ logMAR. A trifocalidade da lente FineVision não parece apresentar nenhum problema adicional relacionado com os fenómenos disfotópticos comparativamente aos relatados para LIOs bifocais difrativas. A sensibilidade ao contraste em condições fotópicas e mesópicas não apresentou diferença significativa na acuidade visual para longe²⁸.

2. AT LISA tri 839MP (Carl Zeiss Meditec AG)

A AT LISA é uma LIOT difrativa, esférica, de uma peça, com uma zona óptica biconvexa de 6,0 mm e um diâmetro total de 11,0 mm (Figura 6). O *design* óptico da LIO combina uma zona trifocal central de 4,34 mm de diâmetro com uma zona bifocal na periferia (4,34–6,0 mm). Na zona central fornece uma adição para perto de +3,33 D e uma adição intermédia de +1,66 D. A luz incidente é distribuída de forma assimétrica: 50%, 20% e 30% para o foco para visão à distância, intermédia e perto, respetivamente⁶.

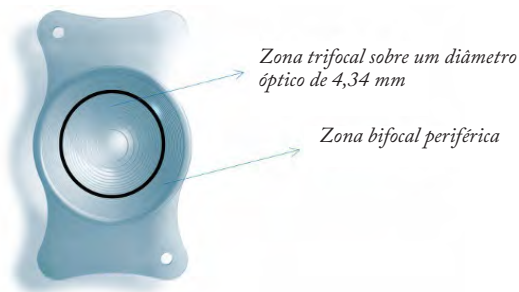


Figura 6. LIO AT LISA

No trabalho de Alfonso *et al.*⁴, ao sexto mês de pós-operatório, a UDVA monocular média e CDVA foram $0,11 \pm 0,16$ logMAR e $0,05 \pm 0,10$ logMAR, respetivamente, com 100% dos pacientes a atingirem uma CDVA binocular de 20/25 ou melhor⁴.

Estes resultados são semelhantes a outros estudos recentes⁶. No que diz respeito à visão para perto, a UNVA monocular ($0,17 \pm 0,13$ logMAR) e DCNVA ($0,14 \pm 0,12$ logMAR) na última consulta de follow-up, foram da mesma magnitude ou melhores do que aqueles relatados em estudos anteriores com a mesma LIO trifocal. Além disso, o estudo encontrou bons resultados da DCNVA binocular pós-operatória ($0,06 \pm 0,10$ logMAR), com 87% dos pacientes atingindo uma DCNVA de 0,1 logMAR ou melhor (20/25) a 40 cm, que são considerados adequados para obter um elevado nível de independência de óculos. O estudo teve bons resultados na AV para distâncias intermédias: a AV binocular média para distâncias intermédias foi $0,07 \pm 0,11$ logMAR (> 20/25), $0,09 \pm 0,08$ logMAR (> 20/25) e $0,11 \pm 0,11$ logMAR (aproximadamente 20/25) a 50 cm, 60 cm e 70 cm, respetivamente⁴.

Mojzis *et al.* reportou melhores resultados para AV distâncias intermédias (66 e 80 cm) com a LIOT AT LISA comparativamente à sua predecessora bifocal²⁷. Os estudos acima^{4,27} mostraram que a AV corrigida e não corrigida, para visão distante e para perto são comparáveis aos obtidos com o seu antecessor bifocal (AT LISA 801, Carl Zeiss Meditec), sugerindo que a criação de um terceiro foco intermédio não implica prejuízo dos outros dois focos principais. Como esperado, a introdução de um foco intermédio no *design* óptico da LIO resultou numa melhoria da AV para distâncias intermédias (comparativamente com os modelos de LIO bifocais anteriores) sem comprometer o desempenho para a visão para perto e para longas distâncias⁴. A sensibilidade ao contraste em condições mesópicas é menor do que sob condições fotópicas em todas as frequências espaciais analisadas, como acontece nas LIOs bifocais difrativas⁴.

A superfície óptica da AT LISA apresenta menos anéis e ausência de ângulos íngremes comparativamente com a LIO bifocal anterior, originando menos *glare* e halos. No estudo de Alfonso *et al.*⁴, os pacientes estavam satisfeitos com os resultados visuais alcançados, especialmente para distâncias intermédias, e nenhum paciente se queixou de fenómenos ópticos indesejáveis após o procedimento cirúrgico⁴.

Em resumo, a implantação da LIOT AT LISA tri 839MP fornece resultados estáveis e bons na AV à distância e perto, com uma gama satisfatória de AV para distâncias intermédias⁴.

3. Comparação entre as duas lentes de 1ª geração: FineVision vs. AT LISA

No estudo de Marques e Ferreira⁶, após implantação da Finevision ou AT LISA, observou-se ausência de diferença estatisticamente significativa na AV monocular ou binocular não corrigida ou corrigida durante o follow-up. As duas LIOTs forneceram excelentes resultados na AV para o longe, distância intermédia e visão para perto. A UDVA foi de 0,3 logMAR ou melhor (equivalente Snellen 20/40 ou melhor) em 30 olhos (100%) no grupo Finevision e em 29 olhos (97%) no grupo AT Lisa. O UIVA a 80 cm foi de 0,3 logMAR ou melhor em 29 olhos (97%) e 30 olhos (100%), na FineVision e AT LISA, respetivamente. O UNVA a 40 cm foi de 0,3 logMAR ou melhor em todos os olhos em ambos os grupos. Embora a AV monocular para perto e distâncias intermédias pareçam ser ligeiramente melhores no grupo FineVision Micro F, as AV binoculares para perto e distâncias intermédias foram semelhantes em ambos os grupos. A incidência de fenómenos disfotópticos foram baixos e comparáveis entre os dois grupos de LIOTs. Em todas as frequências espaciais testadas, os valores de sensibilidade ao contraste binocular foram semelhantes entre os dois grupos⁶.

2ª GERAÇÃO

1. Acrysof PanOptix (Alcon)

A LIOT Acrysof PanOptix é uma lente monobloco, composta



Figura 7. LIO Acrysof PanOptix

por um copolímero de acrilato/metacrilato, hidrofóbico, com capacidade de filtrar luz azul/ultravioleta, mimetizando a transmissão de luz através do cristalino (Figura 7). Esta LIOT usa ordens difrativas não sequenciais para criar um foco à distância, um foco intermédio a 60 cm e um foco para perto a 40 cm. Possui uma zona óptica central de 6,0 mm e dois hápticos, com um diâmetro total de 13,0 mm. A zona óptica é biconvexa com uma estrutura difrativa na porção central de 4,5 mm (com 15 zonas difrativas) da superfície anterior esférica²⁹. A dimensão da zona óptica difrativa oferece boa AV para perto e distâncias intermédias, mesmo com pupilas dilatadas, sendo menos dependente do tamanho da pupila³⁰. A luz distribui-se em 50%, 25% e 25% para visão ao longe, visão intermédia e para perto, respetivamente. A LIO cria um quarto ponto focal a 1,20 m (tecnologia quadrafocal), no entanto, isso não significa que um novo ponto focal se torne acessível ao paciente, uma vez que a luz do primeiro ponto focal é difratada para o foco à distância, levando a uma transição mais natural dos intervalos e aumentando a eficiência luminosa da LIO até 88%, culminando em melhores resultados visuais, comparativamente às LIOMs convencionais (bifocais)³⁰.

COMPARAÇÃO ENTRE AS 3 LENTES TRIFOCAIS

Carson D. *et al.* compararam as 3 LIOTs usando testes de desempenho óptico. Os valores de função de transferência de modulação (MTF) do foco para longe e do foco intermédio correspondentes às acuidades visuais 20/20 e 20/40 na escala de Snellen foram mais altos com a PanOptix. Os valores do foco para perto foram mais altos com a AT LISA²⁹.

Os valores máximos de MTF no foco para perto ocorreram a diferentes distâncias para cada LIO: 42 cm (PanOptix), 38 cm (AT LISA) e 40 cm (FineVision)²⁹. Os valores máximos de MTF para o foco intermédio ocorreram a diferentes distâncias para cada LIO: 60 cm (PanOptix) e 80 cm (AT

LISA e FineVision)²⁹.

No que diz respeito à visão para distâncias intermédias, a PanOptix apresentou uma resolução clara a 60 cm, consistente com o seu *design* pretendido para desempenho visual a distâncias intermédias. A linha 20/20 foi conseguida à distância e no foco intermédio de 60 cm. Relativamente à acuidade visual para perto, a linha 20/20 apresentou-se um pouco desfocada aos 40 cm, pois o melhor foco para perto está localizado aos 42 cm²⁹.

Para a AT LISA, a linha 20/20 foi bem nítida no foco à distância e no foco para perto a 40 cm. Na avaliação da AV para distâncias intermédias, as letras abaixo da linha 20/40 foram melhor visualizadas a 80 cm do que a 60 cm, consistente com o seu *design*, para um foco intermédio ótimo a 80 cm²⁹.

Para a LIO FineVision, a linha 20/20 foi nítida no foco à distância e no foco para perto a 40 cm. Semelhante à AT LISA, na acuidade visual intermédia, as letras menores do que 20/40 foram mais nítidas a 80 cm do que a 60 cm, consistente com os resultados do MTF²⁹.

As medidas de MTF na acuidade visual para perto e para longe demonstraram que a segunda geração de LIOTs (PanOptix) apresenta valores comparáveis aos dois modelos de primeira geração (AT LISA e FineVision) mas apresentava um valor de MTF mais elevado no foco para distâncias intermédias. Este ponto é particularmente importante, uma vez que a distância intermédia de 60 cm é mais adequada do que 80 cm para a visualização de monitores de computadores²⁹.

A LIO trifocal de segunda geração (PanOptix) mostrou desempenho equivalente ou melhor em qualidade de imagem, resolução e fenómenos ópticos em comparação com LIOTs de primeira geração (FineVision e AT LISA)²⁹.

A intensidade dos halos foi semelhante para as LIOTs PanOptix e FineVision, mas ligeiramente maior para a AT LISA. As diferenças na intensidade podem ser devidas aos desenhos das LIOTs. As LIOTs PanOptix e FineVision possuem um padrão de difração trifocal, enquanto a AT LISA possui um centro trifocal, mas contém uma periferia bifocal²⁹.

A PanOptix mostrou desempenho óptico equivalente ao da AT LISA e da Finevision relativamente ao contraste de imagem, resolução e propensão para halos²⁹.

CONCLUSÃO

Em conclusão, a escolha da lente multifocal intraocular correta é um processo dependente de múltiplos factores:

Tabela 1: Características das LIOs trifocais

Propriedade	FineVison Micro F	AT LISA Tri 839 MP	Acrysof PanOptix
Material	Acrílico Hidrofílico	Acrílico Hidrofílico	Acrílico Hidrofílico
Tecnologia	Trifocal	Trifocal	Trifocal
Diâmetro global (mm)	10,75	11,00	13,00
Diâmetro óptico (mm)	6,15	6,00 (biconvexa) Central-4,34 mm: trifocal 4,34-6,00 mm: bifocal	6,00 (biconvex)
Zona Central	Difrativa	Diffractive	Diffractive
Tipo óptico	Apodizada	Não apodizada	Não apodizada
Diffractive central zone	6,0	6,0	4,5 (com 15 zonas difrativas)
Poder de adição para perto (dioptrias)	+3,50	+3,33	+3,25
Poder de adição intermédio (dioptrias)	+1,75	+1,66	+2,17
Asfericidade (µm)	-0,11	-0,18	-0,10

idade, necessidades dos doentes, estilo de vida e perfil psicológico do doente; condição oftalmológica do doente e comorbilidades oculares associadas (doença da córnea ou da retina, especialmente aquelas com potencial impacto negativo na função de sensibilidade ao contraste); reatividade pupilar e dimensão em ambientes com diferentes condições de luminosidade; evidências publicadas na literatura de revisão por pares e viés independente da indústria, (especialmente a curva de desfocagem da lente) e a atitude, educação e experiência do cirurgião².

REFERÊNCIAS

- Sánchez, JFA. Lentes intraoculares Bifocales, Multifocales Y Acomodativas en cirugía del cristalino. 1ª. ed. Espanha: Secoir, 2007; 35-52.
- Alió JL, Plaza-Puche AB, Fernández-Buenaga R, Píkel J, Maldonado M, Multifocal Intraocular Lenses: An Overview. *Surv Ophthalmol* 2017; 62(5): 611-34.
- Maxwell WA, Cionni RJ, Lehmann RP, Modi SS. Functional outcomes after bilateral implantation of apodized diffractive aspheric acrylic intraocular lenses with a +3.0 or +4.0 diopter addition power Randomized multicenter clinical study. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(12): 2054-61.
- Alfonso JF, Fernández-Vega Cueto L, Belda-Salmerón L, Montés-Micó R, Fernández-Veja L. Visual function after implantation of a diffractive aspheric trifocal intraocular lens. *Eur J Ophthalmol* 2016; 26(5): 405-11.
- Jonker SM, Bauer J, Makhotkina NY, Berendschot TY, Van den Biggelaar FJ, Nuijts, RM. Comparison of a trifocal intraocular lens with a +3.0 D bifocal IOL: Results of a prospective randomized clinical Trial. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(8):1631-40.
- Marques EF, Ferreira TB, Comparison of visual outcomes of 2 diffractive trifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(2): 354-63.
- Sheppard AL, Shah S, Bhatt U, Bhogal G, Wolffsohn JS. Visual outcomes and subjective experience after bilateral implantation of a new diffractive trifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(3): 343-9.
- Monaco G, Gari M, Di Censo F, Poscia A, Ruggi G, Scialdone A. Visual performance after bilateral implantation of 2 new presbyopia-correcting intraocular lenses: Trifocal versus extended range of vision. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43(6): 737-47.
- Leyland M, Pringle E. Multifocal versus monofocal intraocular lenses after cataract extraction. *Cochrane Database Syst Rev* 2006; (4): CD003169.
- Packer M, Fine IH, Hoffman RS. Refractive lens exchange with the array multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28(3): 421-4.
- Montés-Micó R, Alió JL. Distance and near contrast sensitivity function after multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29(4): 703-11.
- Montés-Micó R, España E, Bueno I, Charman WN, Menezo JL. Visual performance with multifocal intraocular lenses: mesopic contrast sensitivity under distance and near conditions. *Ophthalmology* 2004; 111(1): 85-96.
- Lindstrom RL. Food and Drug Administration study update. One-year results from 671 patients with the 3M multifocal intraocular lens. *Ophthalmology* 1993; 100(1): 91-7.
- Walkow T, Liekfeld A, Anders N, Pham DT, Hartmann C, Wollensak J. A prospective evaluation of a diffractive versus a refractive designed multifocal intraocular lens. *Ophthalmology* 1997; 104(9): 1380-6.
- Schmidinger G, Simader C, Dejaco-Ruhswurm I, Skorpik C, Pieh S. Contrast sensitivity function in eyes with diffractive bifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31(11): 2076-83.
- Alfonso JF, Fernández-Vega L, Señaris A, Montés-Micó R. Quality of vision with the Acri. Twin asymmetric diffractive bifocal intraocular lens system. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33(2): 197-202.
- Fernández-Vega L, Alfonso JF, Baamonde MB, Montés-Micó R. Symmetric bilateral implantation of a distance-dominant diffractive bifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33(11): 1913-17.
- Kohnen T, Allen D, Boureau C, Dublineau P, Hartmann C, Mehdorn E, Rozot P, Tassinari G. European multicenter study of the AcrySof ReSTOR apodized diffractive intraocular lens. *Ophthalmology* 2006; 113(4): 584.
- Alfonso JF, Fernández-Vega L, Baamonde MB, Montés-Micó R. Prospective visual evaluation of apodized diffractive intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33(7): 1235-43.
- Fernández-Vega L, Alfonso JF, Montés-Micó R, Amhaz H. Visual acuity tolerance to residual refractive errors in patients with an apodized diffractive intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34(2): 199-204.
- Alfonso JF, Fernández-Vega L, Valcárcel B, Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R. Outcomes and patient satisfaction after presbyopic bilateral lens exchange with the ResTOR IOL in emmetropic patients. *J Refract Surg* 2010; 26(12): 927-33.
- Blaylock JF, Si Z, Vickers C. Visual and refractive status at different focal distances after implantation of the ReSTOR multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32(9): 1464-73.
- Alfonso JF, Fernández-Vega L, Blázquez JL, Montés-Micó R. Visual function comparison of 2 aspheric multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(2): 242-48.
- Alió JL, Plaza-Puche AB, Piñero DP, Amparo F, Rodríguez-Prats JL, Ayala MJ. Quality of life evaluation after implantation of 2 multifocal intraocular lens models and a monofocal model. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(4): 638-48.
- Javitt JC, Steinert RF. Cataract extraction with multifocal intraocular lens implantation: a multinational clinical trial evaluating clinical, functional, and quality-of-life outcomes. *Ophthalmology* 2000; 107(11): 2040-8.
- Alfonso JF, Fernández-Vega L, Puchades C, Montés-Micó R. Intermediate visual function with different multifocal intraocular lens models. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(5): 733-9.27.
- Mojzis P, Majerova K, Hrcokova L, Alió JL. Visual outcomes of a new toric trifocal diffractive intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(12): 2695-706.
- Vryghem J, Heireman S. Visual performance after the implantation of a new trifocal intraocular lens. *Clinical Ophthalmology* 2013; 7: 1957-65.
- Carson D, Xu Z, Alexander E, Choi M, Zhao Z, Hong X. Optical bench performance of 3 trifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(9): 1361-67.
- Kohnen T. First implantation of a diffractive quadrafocal (trifocal) intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(10): 2330-2.

Concepto óptico y lentes intraoculares de rango extendido

Carlos Palomino Bautista, Marta Romero Domínguez, David Carmona González y Alfredo Castillo Gómez
Hospital Universitario Quirón Salud Madrid

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, la prevalencia de la catarata visualmente significativa es de alrededor del 2,5% a la edad de 40-49 años, aumentando con la edad y llegando al 68% antes de la edad de 80 años¹.

Las LIOs multifocales presentan efectos colaterales como halos, deslumbramientos² y pérdida de la sensibilidad al contraste (SC) en condiciones escotópicas, especialmente en las frecuencias espaciales altas (debido a la distribución de la luz en los diferentes focos de la LIO)³. Actualmente se combinan diferentes principios ópticos para mejorar la agudeza visual cercana no corregida (UNVA), agudeza visual intermedia no corregida (UIVA) y la agudeza visual de lejos no corregida (UDVA), así como disminuir los efectos secundarios derivados de la implantación de estas lentes. El impacto en la calidad de visión de los pacientes tras la implantación de una LIO debe ser comprendido y analizado para elegir la LIO apropiada para cada individuo⁴.

Los escalones que se tallan en la superficie de las LIOs difractivas producen la formación simultánea de un foco de lejos (efecto refractivo) y uno de cerca. Generan buenas visiones para lejos y cerca pero dejan un valle en la visión intermedia donde la visión no es tan buena. Este aspecto se ha intentado solucionar con el diseño de lentes bifocales de baja adición que alejaban el foco cercano para estrechar el valle de visión intermedia, aunque la calidad óptica entre ambos focos todavía no era suficientemente buena. Existe una nueva categoría de LIOs multifocales de foco extendido (EDOF, del acrónimo inglés: Extended Depth Of Focus) que conseguirían una extensión del foco de luz con menos fenómenos difotópicos. El concepto de profundidad de foco extendida (PFE) se ha ido desarrollando en los últimos años con los nuevos avances de investigación tecnológica, siendo cada vez más popular entre la población. La PFE se ha incorporado a las LIOs, pero ya venía empleándose en la corrección de la presbicia mediante el uso de lentes de contacto multifocales o con la técnica quirúrgica PresbyLASIK.

El concepto de profundidad de foco es complementario al concepto que, habitualmente, manejamos en la práctica clínica de profundidad de campo. Para una configuración dada de un sistema óptico (o un estado estático de acomodación en el ojo), la profundidad de campo se define como la distancia a lo largo de la cual podemos mover un objeto sin provocar una pérdida de nitidez considerando cierto nivel de tolerancia. La profundidad de foco se define como la distancia por delante o detrás del foco imagen (retina) a lo largo de la cual podemos desplazar la imagen sin provocar una pérdida de nitidez considerando cierto nivel de tolerancia.

Una LIO de PFE será aquella que teniendo el mismo material y potencia paraxial que una LIO monofocal proporcionará una mayor profundidad de campo. Para poder conseguir extender la profundidad de foco, se tiene que producir una disminución de la cantidad de energía que recibe el foco

principal de la LIO, siendo el nivel de tolerancia, la energía mínima que tiene que poseer el foco para que la agudeza visual (AV) o la SC del paciente intervenido alcance las expectativas visuales de ese paciente.

En el mercado existen diferentes tipos de LIO que producen una extensión del foco para mejorar la visión cercana, mediante diferentes mecanismos que vamos a ir exponiendo en los siguientes apartados.

LENTE SYMFONY (Abbott Medical Optics, Santa Ana, California)

La lente Symphony se caracteriza por comprender dos tecnologías de difracción patentadas:

- Red de difracción Echellette que introduce un patrón de difracción de la luz que alarga el foco del ojo, consiguiendo así un mayor alcance de visión.
- Tecnología acromática que reduce la aberración cromática para mejorar la SC.

Compensa la aberración esférica (AE) corneal gracias a su superficie anterior esférica "wavefront" de -0,27 micras. La corrección de la aberración cromática corneal hace más nítido el foco de luz; cuando esto se combina con la corrección de la AE, aumenta la calidad de la imagen retiniana, sin afectar de manera negativa a la profundidad del foco. Todas las características técnicas de esta LIO se describen en la tabla 1.

En un estudio prospectivo comparativo⁵ realizado sobre 80 ojos donde se comparan pacientes intervenidos con una LIO monofocal (Tecnis ZCB00 Abbott Medical Optics Inc., Santa Ana, CA) frente a pacientes intervenidos con la LIO Symphony, se observó una mejoría significativa en la AV monocular y binocular lejana, cercana e intermedia ($p=0,013$) de los pacientes intervenidos con la lente Symphony frente a la lente monofocal; sin embargo, no se observaron diferencias significativas entre los grupos en la SC ($p \geq 0,156$) ni en los parámetros de calidad óptica ocular ($p \geq 0,084$). Por tanto, la LIO Symphony consigue una mejor AV lejana, intermedia y cercana que la LIO monofocal esférica, manteniendo el mismo nivel de calidad visual.

Un estudio multicéntrico⁶ llevado a cabo sobre 411 pacientes sobre los que se realizó una implantación bilateral con la lente Symphony, analiza los resultados en base a dos grupos de estudio: micromonovisión (112 pacientes) y emetropía intencional (299 pacientes) en el otro grupo. Las AV cercana e intermedia no corregidas fueron mejores en el grupo de micromonovisión ($p=0,011$ y $p=0,003$ respectivamente). Por tanto, una leve micromonovisión va a ayudar a reforzar el resultado óptimo de visión cercana en el postoperatorio sin repercutir en la visión de lejos en los pacientes intervenidos con esta lente intraocular.

LENTE INTRAOCULAR MINIWELL (SIFI Medtech SRL, Lavinaio, Italia)

Se trata de un nuevo diseño de LIO de PFE que ofrece una multifocalidad mediante la variación de la AE en la zona óptica central.

Tabla 1. Características técnicas la lente Symphony (Abbott Medical Optics, Santa Ana, California).

Potencia	De +5.0 D a +34.0 D en incrementos de 0.5 D
Diámetro	6.00 mm
Forma	Biconvexa, superficie anterior esférica, superficie posterior difractiva
Material	Acrílico hidrófobo con bloqueador de UV
Índice de refracción	1.47
Diseño del borde	ProTEC™, 360° de contacto capsular
Características del háptico	
Longitud total	13 mm
Estilo	C
Material	Acrílico hidrófobo con bloqueador de UV
Diseño	Disposición especial de hápticos
Sistema de inserción	One Series™ Ultra Insertion System
Biometría	
A- Constante	US: 118.8; Interferometría: 119.4.
Profundidad AC teórica	5.4 mm
Factor cirujano	1.68 mm

Es una LIO esférica con AE positiva en la zona central de 2 mm, una AE negativa en el anillo pericentral de 1 mm y una zona monofocal exterior esférica. Esta combinación aumenta la profundidad de foco. En contraposición a otras LIOs difractivas, presenta tres zonas ópticas diferentes con zonas de transición con un perfil de transición suavizado. Gracias a estas características consigue una buena AV y calidad visual incluso en condiciones de baja luz.

Todas las características técnicas de esta LIO se describen en la tabla 2.

Los resultados publicados de varios estudios in vitro muestran que esta LIO ofrece una buena calidad óptica en distancia lejana, intermedia y cercana y ofrece beneficios de rendimiento en comparación con otras LIOs trifocales y en el concepto de rango de visión extendido^{7,8}.

El nuevo diseño de esta LIO fue probado en banco óptico para investigar la profundidad de enfoque y la sensibilidad a la inclinación, la descentración y el ángulo Kappa⁹. Los resultados de su estudio indican que la función de transferencia de modulación (MTF) para una pupila de 3 mm fueron de 0,35 a 0,40 para la visión de lejos y de 0,25 a 0,30 para la visión intermedia y cercana. Estos valores no fueron influenciados por la inclinación hasta $\pm 2,5^\circ$, por la descentración hasta $\pm 0,5$ mm o por el ángulo Kappa hasta 9° . Las simulaciones indicaron una buena AV de hasta 2,00 D de pseudoacomodación. Por tanto, ofrece una buena MTF en un amplio intervalo dióptrico, lo que sugiere una buena AV entre 4 y 50 cm.

Las mediciones de laboratorio muestran que con el aumento de tamaño pupilar, el nivel de aberraciones de orden superior (HOAs) de esta LIO permanecen dentro de un rango

Tabla 2. Características técnicas la lente Miniwell (SIFI Medtech SRL, Lavinaio, Italia)

Potencia	De +0.0 D a +30.0 D +10.5 a +30.0)
Diámetro total	10.75 mm
Diámetro de zona óptica	6.00 mm
Forma	Biconvexa, progresiva, multifocal esférica
Material	Copolímero
Vaulting	5°
Potencia equivalente	+3
A- Constante	118.6
Profundidad AC teórica	5.32 mm

fisiológico. Esta valoración distingue esta LIO de otras que corrigen la presbicia, pero que inducen un aumento de HOA a medida que aumenta el tamaño de la pupila. Esto hace pensar que tenga un potencial reducido para causar fenómenos fotopsicos y trastornos en la visión nocturna.

LENTE IC-8 (AcuFocus Inc, Irvine, California)

Es una lente que extiende la profundidad de enfoque al combinar la tecnología de apertura pequeña con una lente monofocal. Los estudios clínicos indican que proporciona un rango de visión continuo e ininterrumpido, buena calidad de imagen en toda la gama de visión, menos síntomas como deslumbramiento o halos, buena visión cercana e intermedia sin comprometer la visión de lejos y compensación a los efectos del astigmatismo hasta 1,5 D.

Está basada en la misma apertura que el inlay KAMRA™. Incorpora una máscara opaca no difractiva de 3,23 mm de diámetro con una abertura central de 1,36 mm incrustada dentro de una lente acrílica hidrófoba de una pieza de 6,0 mm. La máscara opaca crea un efecto pinhole, que proporciona casi 3,0 D de profundidad de enfoque extendida al bloquear los rayos de luz periféricos desenfocados y aislar los rayos centrales y paracentrales más centrados a través de la abertura central. Todas las características técnicas de esta LIO se describen en la tabla 3.

Es una lente que se podría implantar en las siguientes situaciones:

- Procedimiento refractivo previo.
- Grandes demandas de excelente calidad de visión en toda la gama de visión.
- HOAs y / o trauma ocular.
- Primer ojo tratado con LIO monofocal y un segundo ojo que quiere ser tratado con una lente premium.
- Sensibilidad a fenómenos disfotopsicos.

En un estudio presentado por Grabner et al en el 2015¹⁰, implantó monocularmente la lente IC-8 a 12 pacientes. La UDVA monocular media, la UIVA y la UNVA mejoraron significativamente de $0,42 \pm 0,18$, $0,52 \pm 0,22$ y $0,66 \pm 0,23$ preoperatoriamente a $0,06 \pm 0,08$ ($P < 0,0001$), $0,07 \pm 0,11$ ($P < 0,0001$) y $0,11 \pm 0,15$ ($P < 0,0001$) al mes, respectivamente, manteniéndose estable hasta 12 meses. A los 12 meses, el 100%, 100% y 92% de los pacientes alcanzaron una UDVA, UIVA y

Tabla 3. Características técnicas la lente IC-8 (AcuFocus Inc, Irvine, California)

Potencia	De +15.5 D a +27.5 D en incrementos de 0.5 D
Diámetro	6.00 mm
Forma	Biconvexa, superficie anterior esférica posterior difractiva
Material	Acrílico hidrófobo con bloqueador de UV
Índice de refracción	1.47
Diseño del borde	360° de contacto capsular
Características del háptico	
Longitud total	12.50 mm
Estilo	C con ángulo de 5°
Mask Design	Dióxido de polivinilideno (PVDF) y nanopartículas de carbono
	1.36 mm de apertura
	3.23 mm de diámetro total
	3200 microperforaciones
	Espesor de 5 micrones
Biometría	
A- Constante	US: 120.15; Interferometría: 120.5
Factor cirujano	2.64 mm

una UNVA binocular de 20/32 o mejor respectivamente. Un estudio clínico donde se compara LIOs con inlays, ambos con pequeña apertura central en modelos de ojo pseudofáquico¹¹, concluyó que estas LIOs mostraban un rango de desenfoque similar al del inlay tipo pinhole. Ambos conceptos tienen el potencial de aumentar la profundidad de enfoque en comparación con una LIO convencional monofocal. En el caso de grandes diámetros de pupilas fisiológicas, hay que tener en cuenta que las ventajas de estos implantes pueden perderse.

REFRACCIÓN OBJETIVO DE LAS LENTES DE PFE

Cuando calculamos la potencia paraxial de una LIO, seleccionamos una refracción objetivo, que para una LIO monofocal debe ser próximo a la emetropía, salvo que busquemos una visión combinada. Sin embargo, en el caso de las LIOs de PFE, esa refracción objetivo puede ser una leve miopía residual en el ojo no dominante. Dicho objetivo refractivo nos puede mejorar la calidad de visión de objetos cercanos en detrimento de la MTF del foco lejano, sin un gran perjuicio en la visión binocular de lejos del paciente si es realizado en un sólo ojo (ojo no dominante). Es importante resaltar que una refracción objetivo negativa significa implantar una LIO con más potencia de lo necesario para alcanzar la emetropía.

INDICACIONES DE LAS LENTES EDOF

- En general, estas lentes pueden proporcionar un mejor contraste y menos riesgo de efectos fotópsicos en comparación con las lentes multifocales. Además, se

asocian con una buena visión de lejos e intermedia. Como un posible inconveniente, la visión cercana puede ser más débil que con las lentes multifocales. Los pacientes que eligen una IOL EDOF deben estar dispuestos a aceptar la posibilidad de usar gafas puntualmente para realizar tareas sostenidas de visión cercana.

- La visión de cerca final depende de la adición de la lente, pero podemos mejorarla planeando una micromonovisión en el ojo no dominante.
- Pueden ser útiles en pacientes con envejecimiento macular donde las lentes multifocales estarían contraindicadas.
- Son una opción quirúrgica en pacientes donde queramos disminuir los efectos disfotópsicos o en conductores profesionales (en cuyo caso ambos ojos deberíamos ir dirigidos a la emetropía para no afectar la visión lejana).
- También son válidas en pacientes con una reducción en la SC como pacientes con hipertensión ocular, glaucoma incipiente bien controlado o cirugía de membrana epirretiniana donde las LIOs multifocales están contraindicadas.

Están indicaciones siempre deben individualizarse para cada paciente, con el fin de conseguir el resultado más satisfactorio y con menos efectos secundarios.

REFERENCIAS

1. Thompson J, Lakhani N. Cataracts. Prim Care. 2015; 42(3): 409–23.
2. Steinert RF. Visual outcomes with multifocal intraocular lenses. Curr Opin Ophthalmol 2000; 11: 12–21.
3. Montés-Micó R, España E, Bueno I, Charman WN, Menezo JL. Visual performance with multifocal intraocular lenses: mesopic contrast sensitivity under distance and near conditions. Ophthalmology 2004; 111(1): 85–96.
4. Breyer DRH, Kaymak H, Ax T, Kretz FTA, Auffarth GU, Hagen PR. Multifocal Intraocular Lenses and Extended Depth of Focus Intraocular Lenses. Asia Pac J Ophthalmol (Phila) 2017; 6(4): 339–49.
5. Pedrotti E, Bruni E, Bonacci E, Badalamenti R, Mastropasqua R, Marchini G. Comparative Analysis of the Clinical Outcomes With a Monofocal and an Extended Range of Vision Intraocular Lens. J Refract Surg 2016; 32(7): 436–42.
6. Cochener B, Concerto Study Group. Clinical outcomes of a new extended range of vision intraocular lens: International Multicenter Concerto Study. J Cataract Refract Surg 2016; 42(9): 1268–75.
7. Domínguez-Vicent A, Esteve-Taboada JJ, Del Águila-Carrasco AJ, Monsálvez-Romin D, Montés-Micó R. In vitro optical quality comparison of 2 trifocal intraocular lenses and 1 progressive multifocal intraocular lens. J Cataract Refract Surg 2016; 42(1): 138–47.
8. Domínguez-Vicent A, Esteve-Taboada JJ, Del Águila-Carrasco AJ, Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R. In vitro optical quality comparison between the Mini WELL Ready progressive multifocal and the TECNIS Symphony. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 2016; 254(7): 1387–97.
9. Bellucci R, Curatolo MC. A New Extended Depth of Focus Intraocular Lens Based on Spherical Aberration. J Refract Surg 2017; 33(6): 389–94.
10. Grabner G, Ang RE, Vilupuru S. The Small-Aperture IC-8 Intraocular Lens: A New Concept for Added Depth of Focus in Cataract Patients. Am J Ophthalmol 2015; 160(6): 1176–84.
11. Eppig T, Spira C, Seitz B, Szentmáry N, Langenbucher A. A comparison of small aperture implants providing increased depth of focus in pseudophakic eyes. Z Med Phys 2016; 26(2):159–67.

Lentes Refrativas Assimétricas

Tiago Monteiro¹, Fernando Faria Correia¹, Nuno Franqueira¹, Filomena Ribeiro^{2,3} e Tiago Ferreira², Leyre Zabala²

1 - Hospital de Braga, Portugal

2 - Hospital da Luz, Lisboa, Portugal

3 - Faculdade de Medicina de Lisboa, Portugal

INTRODUÇÃO

A correção de presbiopia através do implante de uma lente multifocal após lensectomia refrativa é um procedimento eficaz e seguro. A melhoria global dos resultados visuais e refrativos bem como da segurança do procedimento observados na última década deve-se sobretudo a dois factores: às inovações do procedimento cirúrgico e aos avanços tecnológicos das lentes intraoculares disponíveis. No entanto, o implante de lentes intraoculares também se encontra associado a possíveis efeitos laterais ou complicações óticas, que podem alterar o resultado visual pretendido ou diminuir a satisfação do doente após o procedimento. As principais complicações ou alterações observadas são: a presença de fenómenos disfotópsicos (halos e *glare*), a diminuição da sensibilidade ao contraste e a incapacidade de atingir uma independência satisfatória de óculos¹⁻³. Os fenómenos disfotópsicos, em particular os halos, estão sobretudo associados ao uso de lentes de tipo difrativo, e são tão mais intensos quanto maior a adição presente na lente. O desenvolvimento de lentes de princípio ótico refrativo assimétrico foi considerado uma forma eficaz de eliminar as principais desvantagens das lentes de tipo difrativo, tendo demonstrado resultados em curvas de sensibilidade ao contraste e curvas de desfoque iguais ou superiores aos das lentes difrativas⁴⁻⁷. Por outro lado, a necessidade de incorporar a correção de astigmatismo na lente intraocular é por demais evidente, sendo a presença de astigmatismo residual uma das principais causas de resultado visual insatisfatório após a cirurgia⁸. A eficácia e segurança do implante de lente tórica refrativa assimétrica foi recentemente publicada^{9,10}, sendo que a personalização da toricidade da lente, nomeadamente no modelo Mplus® (Oculentis GmbH, Germany) é ainda mais elevada do que nos modelos difrativos convencionais.

LENTE REFRACTIVA SETORIAL

De acordo com o descrito anteriormente, as principais desvantagens atribuídas às lentes difrativas são a presença de fenómenos óticos disfotópsicos (halos e *glare*) e a redução da sensibilidade ao contraste. Foi demonstrado que o implante de uma lente refrativa setorial assimétrica, neste caso a Mplus® (Oculentis), permitiu reduzir a incidência destes fenómenos óticos e assim melhorar a qualidade visual após o implante⁷. Em termos de resultados refrativos e visuais, o implante da lente refrativa assimétrica permite obter acuidades visuais de longe, intermédio e perto muito satisfatórias, permitindo uma elevada independência de óculos^{7,11-13}. Por outro lado, a combinação de lentes com distintas adições de perto permite personalizar o resultado final binocular às necessidades específicas de cada doente.

Alguns estudos descrevem um aumento de aberrações óticas internas após o implante da lente setorial Mplus, nomeadamente o aumento do coma (aberração ótica de 3ª ordem de Zernicke) associado à presença de um setor

assimétrico de alto poder refrativo na parte inferior da lente^{14,15}. Esta indução de aberrações pode afetar a qualidade ótica e diminuir a sensibilidade ao contraste. Num trabalho de Rosa *et al*¹⁴, foi possível demonstrar que quando comparada com uma lente difrativa bifocal, a lente Mplus apresenta idênticos resultados visuais e refrativos; no entanto demonstrou pior comportamento nos testes de sensibilidade ao contraste em condições fotópicas e meso-escotópicas para frequências espaciais intermédias. Não se observaram diferenças no comportamento das duas lentes em nível de acuidade visual sob estimulação com *glare* nem para a visão cromática. No entanto, foi recentemente estudado¹⁶ e demonstrado em banco ótico que, afinal, não parece haver aumento das aberrações óticas após o implante de lente refrativa setorial, especialmente o coma vertical.

A lente Mplus está disponível em duas versões: um modelo em C-Loop e outro em prato. Um único estudo¹⁷ disponível compara as duas versões, incluindo ainda um terceiro grupo de doentes com lente C-Loop e anel de tensão capsular. Os dados recolhidos apontam para um melhor desempenho refrativo da lente com desenho de hápticos em prato, incluindo uma menor indução de aberrações óticas internas no grupo de lente em prato. No entanto, a lente em C-Loop com anel de tensão capsular obteve resultados visuais significativamente melhores na curva de desfoque quando comparada com os outros dois grupos de doentes. Os mesmos autores haviam publicado anteriormente um estudo comparativo¹⁸ entre a mesma lente (Lentis Mplus LS-312, Oculentis GmbH), com ou sem anel de tensão capsular; os resultados revelam melhor prestação refrativa (melhor previsibilidade de esfera, equivalente esférico e refração subjetiva) no pós-operatório em doentes cuja lente está implantada juntamente com o dispositivo de distensão intracapsular, bem como melhor prestação visual em distâncias intermédias na medição da curva de desfoque. Não foram observadas diferenças no nível de aberrações internas entre os dois grupos. A orientação da lente após implante é outro fator de discussão e controvérsia. Os primeiros estudos publicados¹⁹ (com ótimos resultados visuais e refrativos) apresentam resultados relativos à colocação inferior-nasal da zona segmentar de adição ao perto, tal como recomendado pelo fabricante. No entanto, a primeira descrição²⁰ acerca da colocação temporal-superior do segmento de adição de perto demonstra que os resultados subjetivos e objetivos são idênticos à orientação tradicional da lente, sendo que alguns casos isolados^{21,22} demonstram que a colocação do setor de perto em posição temporal-superior pode diminuir a incidência de disfotópsias, devido a um aumento da área de superfície da zona de visão ao longe exposta ao diâmetro pupilar, melhorando de forma subjetiva e objectiva os resultados no olho dominante. Outros autores²³, realizando um estudo de qualidade visual medida em sensibilidade ao contraste e curvas de MTF em banco ótico, foram capazes de demonstrar diferenças significativas entre a

qualidade de visão ao longe entre diferentes posições da lente no saco capsular, enquanto que nas distâncias de intermédio e perto essas diferenças não foram significativas.

MODELOS DISPONÍVEIS LENTE MPLUS

A lente Mplus (Oculentis GmbH, Germany) foi o primeiro modelo refrativo setorial assimétrico disponível para implante; diversos estudos demonstram os resultados visuais e refrativos bem como o grau de satisfação demonstrado pelos doentes. Trata-se de uma lente de material acrílico hidrofílico, com superfície externa de proteção hidrofóbica (material Benz25 UV), disponível inicialmente em modelo em prato ou em C-Loop, dobrável e bi-convexa, diâmetro total de 11.0 mm. O desenho ótico apresenta com um diâmetro de 6.0 mm, refrativo e rotacional assimétrico: uma zona central esférica dedicada à visão de longe e uma região setorial periférica (em forma de menisco) dedicada à visão de perto, com adições variáveis de +3,0 D ou +1,50 D (Figura 1 e Tabela 1).

PRECIZON MULTIFOCAL

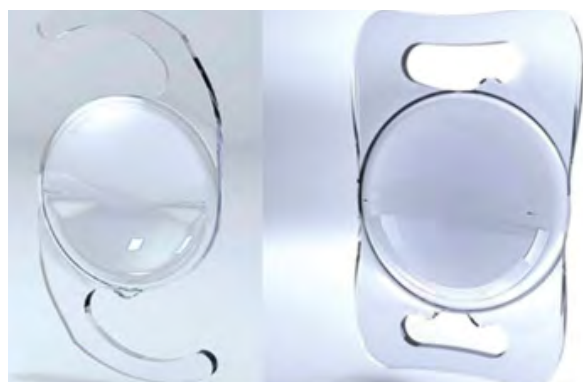


Figura 1: Visão geral da lente intraocular multifocal Mplus® LS-312 (esquerda) e Mplus® LS-313 (direita) (Oculentis GmbH, Berlim, Alemanha)

A lente Precizon multifocal (Ophtec) é uma lente acrílica de material hidrofílico e revestimento externo hidrofóbico (material Benz 25), desenho em C-Loop com hápticos modificados, 12,5 mm de diâmetro total e zona ótica de 6.0 mm. A ótica da lente é denominada CTF (*continuous transitional focus*): dividida em 3 setores concêntricos, o setor central de maior diâmetro é predominantemente dedicado à visão de longe e os dois setores mais periféricos apresentam uma distribuição bimodal de longe e perto de 50%/50% e esta distribuição alterna ao longo de 4 segmentos por cada setor (Figura 2 e Tabela 1). As lentes refrativas apresentam

Tabela 1 – Características técnicas das lentes refrativas assimétricas

Lente	Material	Diâmetro ZO	Diâmetro Lente	Potências	Tórica	Adições	Desenho
Mplus Confort (Oculentis)	Hidrofílico + Capa hidrofóbica	6.00	12.0	-10.0 a +36.0 D (esférica) +10.0 a +30.0 D (tórica)	0.75 a 5.25	+1.50	Prato C-Loop
Mplus (Oculentis)	Hidrofílico + Capa hidrofóbica	6.00	11.00	-10.0 a +36.0 D (esfera) +0.00 a 36.0 D (tórica)	0.25 a 12.0	+2.00 +3.00	Prato C-Loop
SBL-3 (Lenstec)	Hidrofílico	5.75	11.00	+10.00 a +36.00 D (+0.25 / +0.50 D)	----	+3.00	Prato
Precizon	Hidrofílica + Hidrofóbica	6.00	12.50	+1.0 a +35.00 D (+0.50)	----	+2.75	Modified C-Loop

tradicionalmente dois segmentos, um para visão à distância e outro para visão de perto. A centragem da lente no saco capsular adquire nestas lentes uma importância primordial, pois o descentramento provoca uma alteração da proporção de correção longe/perto. Esta alteração afeta diretamente a visão sem correção para perto e para longe. Por este motivo, se estudou e demonstrou previamente que em lentes refrativas assimétricas, o implante de um anel de tensão capsular permite uma centragem mais adequada da lente e consequentemente a melhoria dos resultados visuais e refrativos^{17,18}. Por outro lado, o diâmetro pupilar do doente também afeta o ratio entre longe/perto oferecido pela lente, estando descrito que doentes com pupilas pequenas (abaixo de 3,00 mm) são maus candidatos ao implante de lentes refrativas assimétricas do tipo Mplus^{24,25}. Por forma a ultrapassar estas limitações óticas atribuídas às lentes refrativas setoriais assimétricas, a Ophtec desenvolveu uma lente multifocal refrativa segmentada, que se apresenta independente do diâmetro pupilar e da respectiva centragem. A lente apresenta 11 segmentos, 5 para distância e 6 para a visão de perto (Figura 3). Os segmentos encontram-

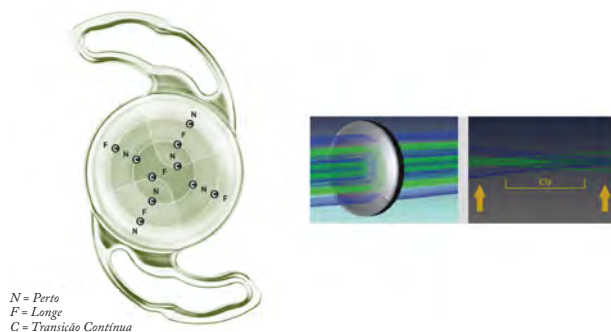


Figura 2: Visão geral da lente Precizon® CTF (Ophtec BV, Netherlands).

se distribuídos de forma a que o eventual descentramento da lente ou o reduzido diâmetro pupilar tenham um efeito mínimo no *ratio* da correção entre o longe e o perto. Os ensaios em banco ótico demonstram uma independência elevada da lente relativamente às variações observadas no diâmetro pupilar e no descentramento da lente face à pupila. Em 2017 os autores participaram num de um ensaio clínico europeu para validação da lente Precizon Multifocal CTF em cirurgia de cristalino transparente e/ou catarata. No último congresso da Sociedade Portuguesa de Oftalmologia (Dezembro de 2017), os resultados conjuntos do ensaio clínico realizado em dois centros de Portugal foram apresentados: o Hospital de Braga e o Hospital da Luz – Lisboa. Este estudo prospetivo incluiu doentes submetidos a cirurgia de

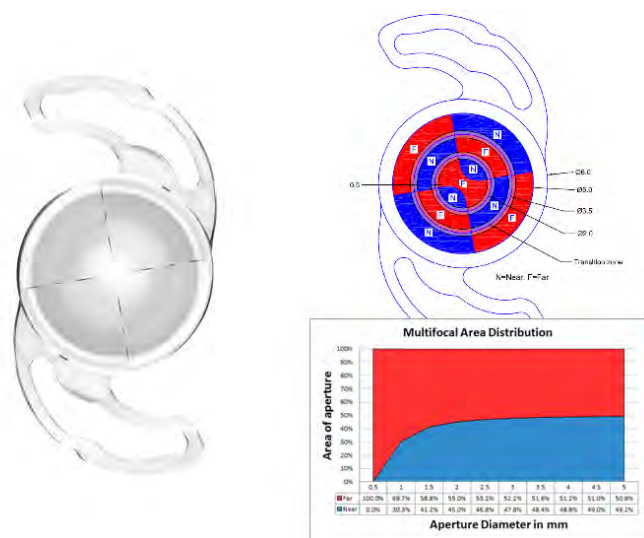


Figura 3: Detalhe técnico sobre distribuição de segmentos refrativos e respectivas adições segundo o diâmetro pupilar

catarata ou extração de cristalino transparente; com implante bilateral da lente Precizon Presbyopic. Os estudos incluíram 20 olhos de 10 doentes que foram avaliados aos 3 meses de pós-operatório quanto a refração subjetiva, acuidade visual de

longe sem e com correção (UDVA e CDVA, respetivamente), acuidade visual intermédia sem e com correção de longe (UIVA e DCIVA, respetivamente), acuidade visual de perto sem e com correção de longe (UNVA e DCNVA, respetivamente), sensibilidade ao contraste, presença de disforópsias e curva de desfocagem. O equivalente esférico pós-operatório foi de $0,00 \pm 0,38$ D, revelando excelente preditibilidade refrativa (Figura 4). Em termos visuais, a lente cumpriu os requisitos para uma lente refrativa de tratamento de presbiopia: elevada independência de óculos e ótimos resultados visuais. A UDVA binocular foi de $0,04 \pm 0,08$ logMAR; a UIVA binocular foi de $0,16 \pm 0,14$ logMAR e a UNVA foi de $0,31 \pm 0,16$ logMAR. A sensibilidade ao contraste obteve resultados dentro da normalidade e comparável com outras lentes multifocais (Figura 5). Na Tabela 2 os resultados são comparados com aqueles disponibilizados (não publicados) pela Ophtec e relativos ao ensaio clínico que permitiu a aprovação da lente nas agências europeias. A curva de desfocagem (Figura 6) da lente Precizon Presbyopic apresentou *plateau* até $-2,00$ D (50 cm), com uma perda discreta de visão na distância perto, tal como todas as lentes de profundidade de foco semelhantes. A prevalência de disforópsias moderadas a graves foi inferior a 5% dos doentes sendo que a grande maioria dos doentes não apresentou qualquer fenómeno disforópsicos a reportar (Figura 7).

CONCLUSÃO

Resultados Refrativos

N=10	Preop Mean ± SD	Postop Mean ± SD
Sphere (D)	1.87 ± 2.47 (+4.00, -2.50)	0.25 ± 0.37 (+0.50 to -0.50)
Cylinder (D)	-0.50 ± 0.23 (0.00, -0.75)	-0.75 ± 0.45 (-0.50 to -1.00)
Spherical equivalent (D)	1.25 ± 2.11 (+3.62, -2.75)	0.0 ± 0.38 (-0.88 to -0.25)

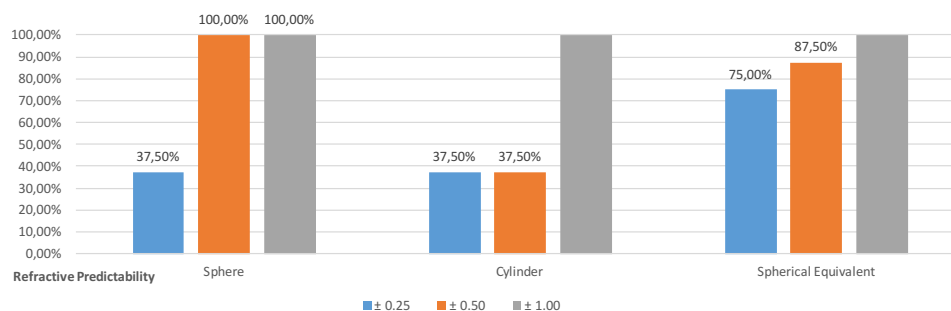


Figura 4: Resultados Refrativos da lente Precizon CTF (dados estudo Hospital Braga – Luz Lisboa)

Tabela 2 – Comparação dos resultados visuais binoculares entre dados do ensaio clínico da Ophtec e dados clínicos do estudo prospectivo Português.

Parâmetro (LogMar)	Ensaio Clínico Ophtec	Estudo Português (Hospital de Braga/Hospital da Luz Lisboa)
n	59	20
UDVA	0.03 ± 0.12	0.15 ± 0.08
CDVA	-0.02 ± 0.08	0.04 ± 0.07
UNVA	0.14 ± 0.12	0.30 ± 0.16
DCNVA	0.14 ± 0.12	0.22 ± 0.12
UIVA	0.06 ± 0.12	0.03 ± 0.06
DCIVA	0.08 ± 0.12	0.04 ± 0.08

UDVA = acuidade visual sem correção para longe, CDVA = acuidade visual com correção longe, UNVA = acuidade visual sem correção perto; DCNVA = acuidade visual de perto com correção de longe; UIVA = acuidade visual sem correção intermédia; DCIVA = acuidade visual intermédia com correção longe.

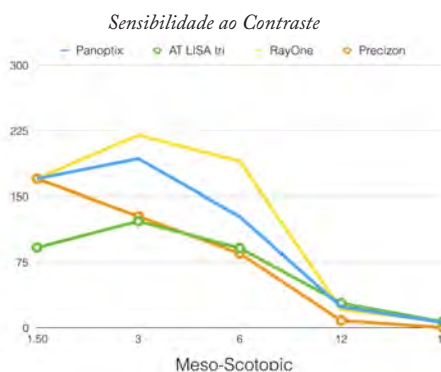


Figura 5: Curva de Sensibilidade ao contraste em condições meso-escotópicas para a lente Precizon® CTF (Ophtec BV, Netherlands) e lentes difrativas Trifocais Panoptix® (Alcon Laboratories, USA), AT LISA Tri® (Carl Zeiss Meditec, Germany), Ray One® Trifocal (Rayner, United Kingdom)

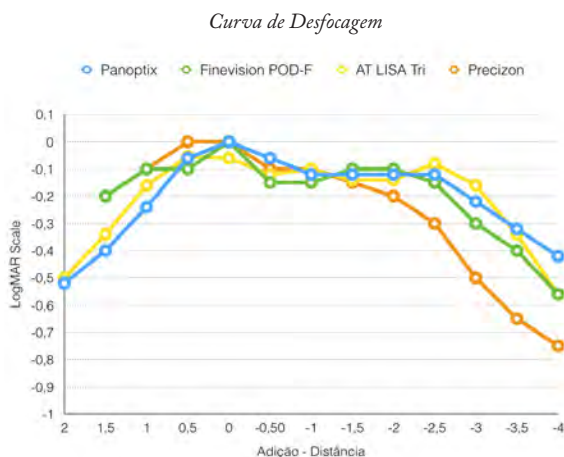


Figura 6: Curva de Desfocagem para a lente Precizon® CTF (Ophtec BV, Netherlands) e lentes difrativas Trifocais Panoptix® (Alcon Laboratories, USA), AT LISA Tri® (Carl Zeiss Meditec, Germany), Ray One® Trifocal (Rayner, United Kingdom)

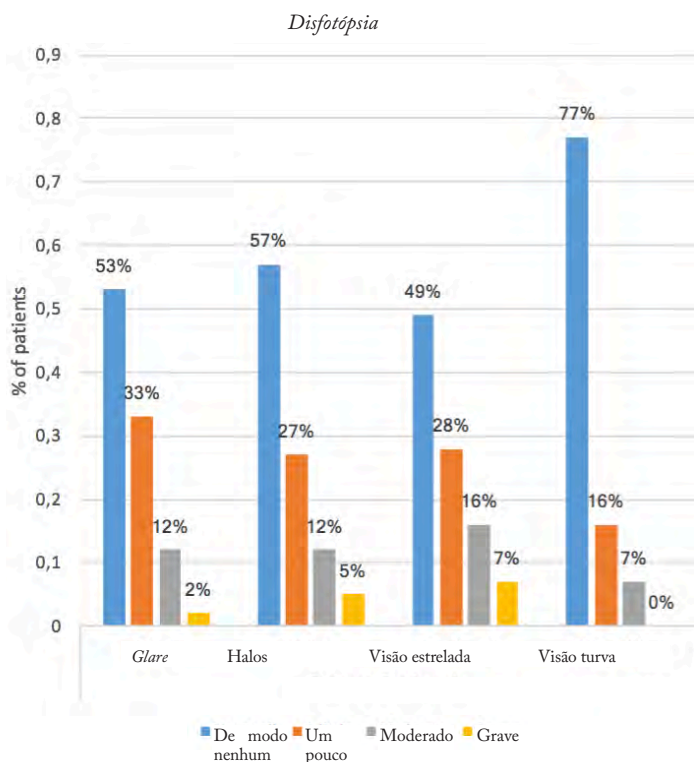


Figura 7: Taxa de disfotópsias (glare, halos, visão estrelada e visão turva) descrita pelos doentes em questionário realizado aos 3 meses de follow-up

A correção de Presbiopia com lentes refrativas assimétricas evoluiu em 2017 para a existência de dois modelos distintos, que oferecem possibilidades diferentes em função das características do doente. A lente Mplus apresenta excelente visão de perto e longe, mas perda de rendimento visual em casos de descentramento ou pupila pequena. A lente Precizon apresenta um perfil visual semelhante à família de lentes de foco estendido, oferecendo melhor qualidade visual sem fenómenos disfotópicos, e uma zona ótica otimizada menos susceptível de perder eficácia em casos de descentramento ou em diâmetros pupilares menores.

REFERÊNCIAS

1. de Vries NE, Webers CA, Touwslager WR, Bauer NJ, de Brabander J, Berendschot TT, Nuijts RM. Dissatisfaction after implantation of multifocal intraocular lenses. J Cataract Refract Surg 2011; 37(5): 859-65.
2. de Vries NE, Nuijts RM. Multifocal intraocular lenses in cataract surgery: literature review of benefits and side effects. Journal of Cataract Refract Surg 2013; 39(2): 268-78.
3. Kamiya K, Hayashi K, Shimizu K, Negishi K, Sato M, Bissen-Miyajima H, Survey Working Group of the Japanese Society of Cataract and Refractive Surgery. Multifocal intraocular lens explantation: a case series of 50 eyes. Am J Ophthalmol 2014; 158(2): 215-20.
4. Alio JL, Plaza-Puche AB, Javaloy J, Ayala MJ. Comparison of the visual and intraocular optical performance of a refractive multifocal IOL with rotational asymmetry and an apodized diffractive multifocal IOL. J Refract Surg 2012; 28(2): 100-5.
5. Alio JL, Plaza-Puche AB, Javaloy J, Ayala MJ, Moreno LJ, Pinero DP. Comparison of a new refractive multifocal intraocular lens with an inferior segmental near add and a diffractive multifocal intraocular lens. Ophthalmology 2012; 119(3): 555-63.
6. Rosa AM, Loureiro Silva MF, Lobo C, Mira JB, Farinha CL, Povoá JA, Castelo-Branco M, Murta JN. Comparison of visual function after bilateral implantation of inferior sector-shaped near-addition and diffractive refractive multifocal IOLs. J Cataract Refract Surg 2013;

- 39(11): 1653-9.
7. van der Linden JW, van Velthoven M, van der Meulen I, Nieuwendaal C, Mourits M, Lapid-Gortzak R. Comparison of a new-generation sectorial addition multifocal intraocular lens and a diffractive apodized multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(1): 68-73.
 8. Hayashi K, Manabe S, Yoshida M, Hayashi H. Effect of astigmatism on visual acuity in eyes with a diffractive multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(8): 1323-9.
 9. Shodai R, Negishi K, Arai H, Toda I, Torii H, Tsubota K. Comparative analysis of the visual and refractive outcomes of a refractive segmented multifocal intraocular lens with and without toricity: 1-year results. *Jpn J Ophthalmol* 2017; 61(2): 142-9.
 10. Venter J, Pelouskova M. Outcomes and complications of a multifocal toric intraocular lens with a surface-embedded near section *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(6): 859-66.
 11. Venter JA, Pelouskova M, Bull CE, Schallhorn SC, Hannan SJ. Visual outcomes and patient satisfaction with a rotational asymmetric refractive intraocular lens for emmetropic presbyopia. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(3): 585-93.
 12. McNeely RN, Pazo E, Spence A, Richoz O, Nesbit MA, Moore TC, Moore JE. Comparison of the visual performance and quality of vision with combined symmetrical inferonasal near addition versus inferonasal and superotemporal placement of rotationally asymmetric refractive multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(12): 1721-9.
 13. McNeely RN, Pazo E, Spence A, Richoz O, Nesbit MA, Moore TCB, Moore JE. Visual quality and performance comparison between 2 refractive rotationally asymmetric multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43(8): 1020-6.
 14. Montes-Mico R, Lopez-Gil N, Perez-Vives C, Bonaque S, Ferrer-Blasco T. In vitro optical performance of nonrotational symmetric and refractive-diffractive aspheric multifocal intraocular lenses: impact of tilt and decentration. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(9): 1657-63.
 15. Ramon ML, Pinero DP, Perez-Cambrodi RJ. Correlation of visual performance with quality of life and intraocular aberrometric profile in patients implanted with rotationally asymmetric multifocal IOLs. *J Refract Surg* 2012; 28(2): 93-9.
 16. Akondi V, Perez-Merino P, Martinez-Enriquez E, Dorronsoro C, Alejandre N, Jimenez-Alfaro I, Marcos S. Evaluation of the True Wavefront Aberrations in Eyes Implanted With a Rotationally Asymmetric Multifocal Intraocular Lens. *J Refract Surg* 2017; 33(4): 257-65.
 17. Alio JL, Plaza-Puche AB, Javaloy J, Ayala MJ, Vega-Estrada A. Clinical and optical intraocular performance of rotationally asymmetric multifocal IOL plate-haptic design versus C-loop haptic design. *J Refract Surg* 2013; 29(4): 252-9.
 18. Alio JL, Plaza-Puche AB, Pinero DP. Rotationally asymmetric multifocal IOL implantation with and without capsular tension ring: refractive and visual outcomes and intraocular optical performance. *J Refract Surg* 2012; 28(4): 253-8.
 19. Venter JA, Pelouskova M, Collins BM, Schallhorn SC, Hannan SJ. Visual outcomes and patient satisfaction in 9366 eyes using a refractive segmented multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(10): 1477-84.
 20. de Wit DW, Diaz J, Moore TC, Moutari S, Moore JE. Effect of position of near addition in an asymmetric refractive multifocal intraocular lens on quality of vision. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(5): 945-55.
 21. Pazo EE, Richoz O, McNeely R, Millar ZA, Moore TC, Moore JE. Optimized Visual Outcome After Asymmetrical Multifocal IOL Rotation. *J Refract Surg* 2016; 32(7): 494-6.
 22. Bala C, Meades K. Improvement in vision with inverted placement of an asymmetric refractive multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40(5): 833-5.
 23. Bonaque-Gonzalez S, Rios S, Amigo A, Lopez-Gil N. Influence on Visual Quality of Intraoperative Orientation of Asymmetric Intraocular Lenses. *J Cataract Refract Surg* 2015; 31(10): 651-7.
 24. Wang M, Corpuz CC, Huseynova T, Tomita M. Pupil Influence on the Visual Outcomes of a New-Generation Multifocal Toric Intraocular Lens With a Surface-Embedded Near Segment. *J Refract Surg* 2016; 32(2): 90-5.
 25. Garcia-Domene MC, Felipe A, Peris-Martinez C, Navea A, Artigas JM, Pons AM. Image quality comparison of two multifocal IOLs: influence of the pupil. *J Refract Surg* 2015; 31(4): 230-5.

Estratégias com lentes intra-oculares na correção da presbiopia

Fernando Trindade

Instituto de Oftalmologia Caçado-Trindade, em Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.
Universidade Federal de Minas Gerais, Brasil

A correção da presbiopia pode ser obtida com a implantação de vários tipos de lentes intraoculares (LIOs): acomodativas, pseudo-acomodativas, monofocais esféricas/asféricas e tóricas. Com o excepcional desenvolvimento das LIOs, assim como o aperfeiçoamento da técnica e dos equipamentos cirúrgicos, houve uma melhoria notável na segurança e na eficácia da cirurgia do cristalino disfuncional conquistando assim o *status* de procedimento eminentemente refrativo^{1,2}, em que a independência dos óculos se tornou um objetivo primário.

Além dessa independência, o que todos almejam com a correção cirúrgica da presbiopia é a facilidade/velocidade da leitura e, acima de tudo, a qualidade visual.

Seja qual for a estratégia cirúrgica adotada, sempre haverá algum tipo de perda. Não existe método ideal, assim como inexistem LIOs perfeitas. Cada tipo de LIO tem as suas vantagens e desvantagens. Para a correta indicação do tipo de LIO para a correção da presbiopia deve-se levar em consideração o estilo de vida, a personalidade do paciente, expectativa pós-operatória, morbidade ocular associada, tamanho da pupila, e características físicas importantes como, por exemplo, o tamanho do braço/antebraço. Desta forma, cada caso deve ser criteriosamente analisado e esclarecido antes da cirurgia, para evitar frustrações e problemas no pós-operatório.

As LIOs acomodativas simulam o mecanismo natural da acomodação e não promovem a divisão da luz, como acontece com as LIOs multifocais. A amplitude de acomodação é proporcional ao seu poder dióptrico. O seu mecanismo de ação pode se dar: pela anteriorização da parte óptica única, pelo aumento da curvatura da parte óptica ou pelo afastamento das ópticas, quando duplas.

Naturalmente, para que isso aconteça, é indispensável para as LIOs acomodativas intra-saculares a manutenção de certa elasticidade capsular, situação esta ainda não observada na prática. Os modelos atualmente disponíveis têm uma amplitude acomodativa, na melhor das hipóteses, restrita. Além disso, ainda não exibem previsibilidade refracional pós-operatória comparável às demais LIOs³. Na realidade, os resultados obtidos com as LIOs acomodativas têm sido desanimadores, principalmente devido à contração progressiva do saco capsular.

Enganaram-se alguns ao prever que na época atual as LIOs multifocais seriam substituídas pelas LIOs acomodativas⁴, o que não ocorreu de forma alguma. Apesar de muito desejadas, pelo fato de serem as mais fisiológicas, as LIOs acomodativas ainda são muito pouco utilizadas, por apresentar uma amplitude acomodativa restrita, questionada por muitos.

As LIOs multifocais promovem uma pseudo-acomodação, ao dividir a luz em dois ou mais focos, o que leva a uma perda da quantidade de luz que atinge a retina em cada um desses focos. O pilar básico das LIOs multifocais reside, então, no conceito de visão simultânea de longe e de meia distância/perto, ao contrário da visão alternada que se observa com os

óculos de lentes multifocais, por exemplo.

Esta multiplicidade de pontos focais simultâneos (longe, intermédio e perto), própria das LIOs multifocais, reduz a sensibilidade ao contraste e dá origem às disforopsias que muitos pacientes relatam após a cirurgia, o que exige uma neuro-adaptação, nem sempre obtida, principalmente naqueles pacientes hipercríticos.

As primeiras LIOs multifocais foram lançadas na década de 80. Com o notável avanço tecnológico observado nos últimos anos, aumentou a aceitação das LIOs multifocais, principalmente após a introdução das LIOs trifocais e das LIOs com adição menor, com menor efeito colateral e consequentemente maior tolerância.

As LIOs multifocais são capazes de devolver a visão contínua de perto, intermédica e de longe, principalmente quando a implantação é bilateral. Um recurso que pode ser utilizado para incrementar a visão contínua nas diversas distâncias é a implantação de LIOs com adições diferentes.

Em relação às LIOs multifocais, uma importante tendência observada é a utilização de modelos com adição reduzida. Tais modelos priorizam a visão intermédica em detrimento da visão de perto, com menor incidência de fenômenos ópticos adversos, como halos e *glare*⁵.

As LIOs trifocais se diferenciam pela presença de um ponto focal intermédio, promovendo melhoria da visão para atividades de meia distância. A criação do ponto focal intermédio é inevitavelmente acompanhada de uma redução na porcentagem de energia luminosa direcionada para cada ponto focal. Entretanto, estudos mostram que o desempenho visual com as LIOs trifocais é similar àquele encontrado nas LIOs bifocais, com a vantagem de apresentar uma curva de defocus melhor na distância intermédica⁶.

É importante enfatizar a importância do binômio seleção criteriosa dos pacientes mais cirurgia impecável para conseguir o sucesso desejado, que é a vida sem óculos após a cirurgia.

Além da necessidade da neuro-adaptação, diretamente proporcional à exigência visual do paciente, as LIOs multifocais dependem da emetropia e demandam uma hígidez ocular para seu perfeito desempenho.

Assim sendo, as LIOs multifocais funcionam mal na presença de resíduos refracionais pós-operatórios (cada vez mais raros), que irão requerer correção cirúrgica, geralmente com excimer-laser, aqueles inconvenientes “retoques”, desconfortáveis e problemáticos, principalmente para os pacientes mais idosos. É exatamente nesse grupo de pacientes que se encontram, com maior frequência, morbidades oculares associadas, tais como glaucoma e degeneração macular, que contraindicam a implantação das LIOs multifocais.

Apesar do extraordinário avanço observado na tecnologia das LIOs multifocais nos últimos anos, além do esforço da indústria em lançar LIOs cada vez melhores, assim como o evidente interesse financeiro daqueles que as comercializam, as LIOs multifocais ainda não atingiram 10% do mercado de LIOs.

A monovisão é estratégia muito utilizada na correção cirúrgica da presbiopia⁷. Na realidade, no passado era comum almejar uma discreta miopia em um ou nos dois olhos, após a cirurgia da catarata com implantação de LIO, para ajudar a visão de perto sem diminuir muito a visão de longe. Boerner e Thrasher⁸ foram os primeiros a descrever em 1984 o método da monovisão pseudofácica, que se baseia na indução de uma discreta miopia em um dos olhos. Dessa forma, parece haver um equilíbrio adequado entre a perda discreta da estereopsia e o ganho da visão de perto. Essa modalidade de correção da presbiopia pode ser realizada com LIOs monofocais esféricas, esféricas e tóricas. Geralmente, almeja-se para o olho dominante a emetropia e para o não-dominante, uma miopia ao redor de -1,50 dioptrias⁹. Trata-se da monovisão convencional ou tradicional. Nada impede que se faça o contrário: olho dominante para perto e olho não-dominante para longe, situação esta denominada monovisão cruzada, cujos resultados são tão satisfatórios quanto aqueles obtidos com o método convencional¹⁰.

Vale salientar que quando a anisometropia é pequena, a dominância ocular torna-se menos crítica.

A utilização prévia da monovisão com lentes de contato pode facilitar na escolha a ser adotada.

A inevitável perda da estereopsia sempre deve ser considerada e toda cautela deve ser adotada para não indicar a monovisão para aqueles pacientes com história prévia de forias significativas. Da mesma forma, a monovisão pseudofácica está contraindicada para as profissões que requerem alto nível de estereopsia, como também para aqueles pacientes de perfil muito exigente.

A monovisão híbrida consiste na implantação de LIO monofocal no olho dominante e LIO multifocal no olho adelfo. Pode-se conseguir bons resultados com esta modalidade de monovisão¹¹.

E qual olho que deve ser o primeiro a ser operado ?

Quando a LIO a ser implantada for do tipo monofocal tenho a preferência em operar primeiro o olho dominante, geralmente para longe. Quando a LIO a ser implantada for multifocal prefiro operar inicialmente o olho não dominante. A monovisão com LIOs monofocais ou tóricas apresenta algumas vantagens em relação à utilização das LIOs multifocais na correção da presbiopia, tais como:

- a não-redução da sensibilidade ao contraste;
- precisão refrativa pós-operatória menos crítica, principalmente no olho para perto;
- maior complacência e melhor desempenho na presença de patologia ocular associada (olho seco, glaucoma, descolamento do vítreo, degeneração macular, etc) e/ou cirurgia refrativa prévia.

Entretanto, a emetropia no olho para longe é absolutamente fundamental para o sucesso, isto é, independência dos óculos na maior parte do tempo.

Naturalmente, existem também desvantagens com a monovisão, tais como a percepção de profundidade de certa forma comprometida, o que demanda maior cuidado, principalmente com os pacientes mais idosos, para descer escadas, por exemplo. De salientar a necessidade dos óculos para certas atividades como dirigir automóvel à noite, e mesmo para uma leitura de perto mais confortável, principalmente com caracteres muito pequenos.

Pacientes com monovisão pseudofácica portadores de exoforia de perto superior a 10,0 dioptrias prismáticas podem ter o resultado cirúrgico final seriamente comprometido¹². Desta forma, urge exame ortóptico prévio, de rotina, para diagnosticar e contraindicar a monovisão pseudofácica neste grupo de pacientes com problemas estrabológicos.

Ito e Shimizu¹³ compararam a desenvoltura na leitura de perto de um grupo de pacientes com lentes multifocais refrativas em ambos os olhos com outro grupo de pacientes com monovisão pseudofácica convencional, tendo observado melhor desempenho visual no último grupo.

Recentemente, um outro tipo de LIO, com tecnologia difrativa foi lançado - a de foco estendido - com o objetivo de aumentar a profundidade de foco e assim proporcionar visão para longe e para a distância intermédia, com qualidade visual superior, em relação às tradicionais LIOs multifocais. Seu mecanismo de ação se baseia no alongamento do ponto focal. Através da incorporação de um padrão de difração distinto das tradicionais multifocais, chamado de *echelette* (do francês *échelle*, ou escada), este tipo de LIO é capaz de corrigir a aberração cromática, o que proporciona melhor sensibilidade ao contraste. O resultado é uma distribuição mais otimizada da energia luminosa, com uma curva de defocus mais suave, sem grandes variações nos valores de acuidade visual, além de melhor sensibilidade ao contraste em condições de baixa luminosidade¹⁴.

O objetivo dessas lentes é diminuir os efeitos colaterais observados nas multifocais tradicionais - que reduzem a sensibilidade ao contraste - através da correção da aberração cromática. A LIO de foco estendido apresenta também desempenho superior às LIOs multifocais, na presença de morbidade ocular no pós-operatório.

O desempenho da LIO de foco estendido para a visão de longe é superior ao das LIOs multifocais (apesar de alguns pacientes relatarem a presença de halos) e inferior para a visão de perto.

Uma alternativa para melhorar o desempenho da visão de perto com a LIO de foco estendido é induzir uma discreta miopia no olho não dominante, de aproximadamente - 0,75 dioptrias.

Com o objetivo de proporcionar uma extensão da profundidade de foco, o efeito *pinhole* tem sido recentemente incorporado ao mecanismo de ação de algumas LIOs: a LIO com máscara estenopeica e o implante suplementar de *pinhole*.

O fabricante Acufocus lançou a LIO de peça única de acrílico hidrofóbica denominada IC-8[®], com parte óptica de 6 mm de diâmetro, alojando uma máscara opaca de 5 mμ de espessura, de 3,23 de diâmetro total, com uma abertura central de 1,36 mm. Esta LIO é para ser implantada dentro do saco capsular¹⁵.

Seguindo o mesmo princípio, o implante XtraFocus[®] (Morch) também se propõe reduzir o impacto das aberrações corneanas em casos de irregularidades da córnea, como, por exemplo, no ceratocone, nos leucomas pós-trauma, após ceratoplastia penetrante, pós-ceratotomia radial com astigmatismo corneano irregular severo. Esse dispositivo de acrílico hidrofóbico com orifício central de 1,30 mm de diâmetro não apresenta poder refracional e deve ser implantado no sulco ciliar de pacientes pseudofácicos, primária ou secundariamente¹⁶.

O conceito milenar do orifício estenopeico de aumentar a profundidade de foco, assim como a plena aceitação da implantação de LIO suplementar, no sulco ciliar - primária ou secundariamente -, autoriza-nos a utilização do implante de *pinhole*, como alternativa adicional na correção da presbiopia pseudofácica. Evidentemente, a implantação do dispositivo estenopeico exige uma perfeita cirurgia da catarata, com a LIO primária dentro do saco capsular.

É também importante salientar que as pupilas pequenas (diâmetro inferior a 2,5 mm), discretas aberrações, ou mesmo um pequeno astigmatismo simples contrário à regra^{17,18} podem ser muito bem-vindos, ao aumentar a profundidade de foco, facilitando-se, assim, a visão de perto sem correção, sem contudo comprometer, de forma significativa, a visão de longe. Na realidade, temos a satisfação de observar na prática oftal-

mológica, com razoável frequência, pacientes pseudofácicos com miose senil, operados há mais de três décadas, com a implantação das LIOs monofocais esféricas, que deixaram completamente de usar óculos após a cirurgia. Concluindo, pode-se dizer que os recentes avanços tecnológicos são muito animadores, e o cirurgião de catarata tem à sua disposição novas LIOs com diversos mecanismos de ação. Cabe a mesmo escolher de maneira criteriosa o tipo e modelo da LIO que melhor atenda às necessidades individuais do paciente, com o intuito de proporcionar uma tranquila e duradoura independência dos óculos.

REFERÊNCIAS

1. McDonnell PJ, Lee P, Spritzer K, Lindblad AS, Hays RD. Associations of presbyopia with vision-targeted health-related quality of life. *Arch Ophthalmol* 2003; 121(11): 1577-81.
2. Trindade CC, Trindade BC, Trindade FC. Avanços em lentes intraoculares. In: *Cirurgia Refrativa*. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 2017: 377-80.
3. Trindade FC, Trindade BC, Trindade CC. *Cirurgia Facorrefrativa*. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 2014: 619-20.
4. Dalton M. Lifestyle IOLs offer true patient customization. *EyeWorld* 2007.
5. Madrid-Costa C, Ruiz-Alcocer J, Ferrer-Blasco T, García-Lázaro S, Montés-Micó R. Optical quality differences between three multifocal intraocular lenses: bifocal low add, bifocal moderate add and trifocal. *J Refract Surg* 2013; 29(11): 749-54.
6. Jonker SM, Bauer NJ, Machotkina NY, Berendschot TT, van den Biggelaar FJ, Nuijts RM. Comparison of a trifocal intraocular lens with a +3.0 bifocal IOL: results of a prospective randomized clinical trial. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(8): 1631-40.
7. Evans, BJ. Monovision: A review. *Ophthalmic Physiol Opt* 2007; 27(5): 417-39.
8. Boerner CF, Thrasher BH. Results of monovision correction in bilateral pseudophakes. *J Am Intraocul Implant Soc* 1984; 10(1): 49-50.
9. Hayashi K, Yoshida M, Manabe SI, Hayashi H. Optimal amount of anisometropia for pseudophakic monovision. *J Refract Surg* 2011; 27(5): 1-7.
10. Zhang F, Sugar A, Arbisser L, Jacobsen G, Artico J. Crossed versus conventional pseudophakic monovision: Patient satisfaction, visual function, and spectacle independence. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(9): 1845-54.
11. Cionni RJ, Osher RH, Snyder ME, Nordlund ML. Visual outcome comparison of unilateral vs. bilateral implantation of apodized diffractive multifocal intraocular lenses after cataract extraction. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(6): 1033-39.
12. Ito M, Shimizu K, Niida T, Amano R, Ishikawa H. Binocular function in patients with pseudophakic monovision. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40(8): 1349-54.
13. Ito M, Shimizu K. Reading ability with pseudophakic monovision and with refractive multifocal intraocular lenses: comparative study. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(9): 1501-4.
14. Weeber HA, Meijer ST, Piers PA. Extending the range of vision using diffractive intraocular lens technology. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(12): 2746-54.
15. Grabner G, Ang RE, Vilupuru S. The small-aperture IC-8 intraocular lens: a new concept for added depth of focus in cataract patients. *Am J Ophthalmol* 2015; 160(6): 1176-84.
16. Trindade CC, Trindade BC, Trindade FC, Werner LP, Osher RH, Santhiago MR. New pinhole sulcus implant for the correction of irregular corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43(10): 1297-306.
17. Trindade FC, Oliveira A, Frasson M. Benefit of against-the-rule astigmatism to uncorrected near acuity. *J Cataract Refract Surg* 1997; 23(1): 82-5.
18. Trindade FC, Pascucci SE. Keratorefractive approaches to achieving pseudoaccommodation. *Ophthalmol Clin North Am* 2006; 19(1): 35-44.

Monovisión y Minimonovisión

Fernando Llovet Osuna¹ y Julio Baviera Sabater²

¹ Clínica Baviera, España

² Clínica Baviera-CareVision, España

INTRODUCCIÓN

La presbicia es el error refractivo más frecuente en personas mayores de 40 años; se estima que más de un billón de personas la padecen en todo el mundo¹. Ello supone hoy en día un reto de enorme magnitud, tanto para los oftalmólogos cirujanos refractivos como para los millones de pacientes que la padecen. Se han descrito numerosos procedimientos quirúrgicos para tratar la presbicia. Cada uno tiene sus ventajas e inconvenientes y suelen conllevar un cierto compromiso entre la visión cercana y lejana del paciente. En la actualidad la presbicia puede corregirse de diferentes formas, entre las que se encuentran las gafas (para visión próxima, bifocales o progresivas), las lentes de contacto (multifocales), la cirugía corneal (queratoplastia conductiva, fotoablación con láser excímer, implantes intracorneales), la cirugía escleral y la cirugía de cristalino con implante de lente intraocular acomodativa o multifocal, entre otras^{2,3}.

El término “monovisión” (*monovision*), también denominado “visión combinada” (*blended vision*) define una situación visual en la cual un ojo enfoca para la visión lejana y el otro para la visión cercana, de modo tal que el paciente presbita es capaz de percibir de forma nítida las imágenes lejanas, intermedias y cercanas, sin necesidad de ayuda correctora y en diversas actividades cotidianas¹. Refractivamente, para alcanzar la situación de monovisión, un ojo debe ser emétrope (el enfocado para visión lejana), y el ojo adelfo ser levemente miope (el enfocado para visión cercana). El mecanismo que permite el éxito de la monovisión se denomina “supresión de la imagen borrosa” (*interocular blur suppression*)⁴.

Esta situación puede estar presente en pacientes con leve anisometropía o bien puede ser inducida óptica o quirúrgicamente. La monovisión fue inicialmente utilizada en optometría, en los años sesenta, mediante la adaptación de lentes de contacto para el tratamiento de la presbicia (originalmente “*single vision*”)⁵⁻⁷. En los ochenta, con los avances en la cirugía del cristalino y los implantes de lentes intraoculares monofocales, se introdujo la monovisión en pacientes operados de cataratas o con lensectomía refractiva (ojo pseudofáquico, que de forma obligada ha perdido de acomodación) con el objetivo de mejorar no sólo la visión lejana, sino también la cercana y la intermedia. Desde entonces, y hasta el momento actual, se considera que la “monovisión con pseudofaquia” (*pseudophakia monovision*) es una técnica útil en pacientes en los que se va a programar cirugía de cristalino, con implante de lente intraocular monofocal.

La incorporación del laser excímer (años noventa) a la cirugía refractiva hizo posible corregir diversos defectos refractivos (miopía, hipermetropía y astigmatismo) y alcanzar la independencia del uso cotidiano de corrección óptica, aunque existía la limitación de la edad presbita, lo que impulsó el uso de la monovisión (ej. la queratomileusis in situ asistida por laser para monovisión o “monovisión con LASIK” –*LASIK monovision*–).

Menor relevancia, en cuanto a su utilización, tienen otras

técnicas que apoyan su efecto en la monovisión, como puede ser la queratoplastia conductiva (CK) o algunos implantes intracorneales.

Algunos estudios han reportado tasas de éxito y de satisfacción de entre un 80-98% realizando monovisión tras corrección con láser excímer (8-10), de un 91% tras cirugía de catarata y de un 95% tras intercambio refractivo de cristalino (IRC)⁷. Resulta llamativo que la monovisión postquirúrgica con láser excímer presenta una tasa de éxito superior a la conseguida con lentes de contacto (alrededor del 70-75%).

La monovisión funciona en la mayoría de pacientes, excepto en aquellos con una significativa anisometropía o con una clara dominancia ocular o una pobre estereopsis; todos ellos factores que que dificultan la supresión ocular; suelen adaptarse mejor las mujeres que los hombres y la satisfacción será mayor en edades tempranas de presbicia, por el mayor remanente acomodativo del cristalino¹¹. Puede realizarse monovisión también miopizando el ojo dominante (monovisión cruzada), habiéndose reportado resultados similares con ambas alternativas².

La monovisión presenta algunas limitaciones debidas a ciertas alteraciones que provoca en algunas funciones visuales, tales como la reducción de la agudeza visual en condiciones de bajo contraste, de la sensibilidad al contraste y de la estereopsis¹⁰. Además, requiere alcanzar la emetropía en el ojo para visión lejana, precisa de un exhaustivo examen preoperatorio y la adaptación postoperatoria es a veces larga. Reseñando que, cuando la técnica no se realiza sobre el cristalino, su efecto estará limitado en el tiempo, debido al progresivo deterioro de la función y transparencia cristaliniana. Sin embargo, se trata de una técnica muy sencilla, satisfactoria, segura, eficaz, predecible y que, al no inducir aberraciones corneales significativas, no va a suponer grandes limitaciones en la elección de la lente intraocular (LIO) en una futura cirugía cristaliniana, en los casos en los que se efectúe con cirugía corneal³.

A pesar de que diversos estudios muestran altos índices de satisfacción, tras la monovisión inducida quirúrgicamente (86% Wrigg⁶; 95,6% Goldberg¹²; 88% Jain¹³, 97% Reilly⁸), la incorporación a la cirugía de la presbicia de las lentes intraoculares multifocales ha relegado a aquella a determinadas situaciones, como más adelante mencionaremos.

TIPOS DE MONOVISIÓN

La monovisión puede clasificarse según:

- a) La técnica quirúrgica:
 - Monovisión con pseudofaquia (lensectomía con implante de lente intraocular monofocal)
 - Monovisión con técnicas corneales (fotoablación corneal con laser excímer –lasik, o ablación de superficie/ PRK/LASEK), queratoplastia conductiva o implante intracorneal).
- b) El objetivo visual y refractivo:
 - Monovisión estándar (induciendo entre 1,5 y 2,5

dioptrías (D) de miopía en el ojo para visión próxima)

- Mini-monovisión (en el que la miopía resultante no superará 1 D)
- Monovisión con mejora en la profundidad de foco:
 - Micro-monovisión (una ablación corneal con laser excímer y perfil optimizado que aumentará la aberración esférica corneal e incrementará la profundidad de campo, añadiendo a una monovisión entre -1 y -1,5 D en el ojo lector)¹⁴.
 - Monovisión avanzada (cuyo fundamento es crear un perfil esférico en ambos ojos e induciendo una miopía moderada en el ojo no dominante de -1 D)^{15,16}.

FUNDAMENTOS DE LA MONOVISIÓN

DOMINANCIA OCULAR

Como hemos mencionado anteriormente el mecanismo por el que se consigue la situación funcional de monovisión es la “supresión de la imagen borrosa”, para lo cual, independientemente de la técnica quirúrgica, es preciso determinar que ojo ha de enfocar para visión próxima y el que lo hará para visión lejana, lo que conlleva necesariamente estudiar la dominancia ocular.

La dominancia ocular se define como el predominio de la función visual de un ojo sobre el otro. En condiciones de visión binocular anómala, la imagen percibida por uno de los ojos es la seleccionada por el cerebro, existe una dominancia clara (en un estrabismo puede producirse la “supresión”, mecanismo sensorial por el cual el cerebro elimina la impresión retiniana del ojo desviado para evitar la diplopía); sin embargo en condiciones fisiológicas también se ha postulado la existencia de un ojo dominante en condiciones de binocularidad¹⁷.

La magnitud de la dominancia ocular puede influir en el éxito de la monovisión, teniendo mejor pronóstico los pacientes con menor dominancia ocular^{18,19}. Los pacientes con mayor dominancia ocular tienen menor capacidad de supresión de la imagen borrosa, y menor profundidad de foco binocular².¹⁹. Los pacientes con monovisión exitosa deben ser capaces de suprimir la imagen borrosa del ojo contralateral, y los pacientes con dominancia ocular menos marcada parecen ser más capaces de conseguir esto con ambos ojos⁴. Además, según está descrito en la literatura médica²⁰, la capacidad de suprimir la imagen borrosa es menor en condiciones de alto contraste, como la conducción nocturna. En la monovisión, la supresión de la imagen borrosa no es absoluta, manteniéndose siempre una cierta percepción de profundidad, ya que parte de la información de la imagen borrosa se utiliza a la vez que la imagen contralateral nítida⁴.

Diversos autores^{11, 18, 21} han estudiado la dominancia ocular en pacientes sanos, e inclusive se ha clasificado en dos tipos:

- Dominancia ocular motora (*ocular dominance*): elección entre ambos ojos en situaciones que permiten solo una visión monocular (ejemplo será la elección de un ojo para mirar por el objetivo de una cámara fotográfica).
- Dominancia ocular sensorial (*ocular prevalence*): en condiciones de visión binocular, las imágenes percibidas por cada uno de los ojos rivalizan entre sí, predominando una sobre la otra.

MAGNITUD DE ACOMODACIÓN

La capacidad de acomodar es otro factor que deberemos tener presente al planificar la monovisión. El cristalino modifica su morfología con la edad. Un cristalino joven consigue una acomodación completa (a los 30 años es cambio dióptrico

de la acomodación es de 7,5 dioptrías), mientras que con el paso de los años disminuye progresivamente el rango de acomodación y es alrededor de los 55 años cuando tiende a desaparecer (Figura 1).

Siendo la presbicia la pérdida progresiva del poder de enfoque del cristalino (acomodación), relacionada directamente con la edad (a partir de los 40-45 años) y que ocasiona dificultad para ver objetos lejanos, será preciso comprender como enfoca el paciente según su edad. Un niño puede ver con claridad a una distancia tan corta como 10 centímetros. Al aumentar la edad del individuo la capacidad para visión cercana disminuye. El ojo de un sujeto de 45 años puede acomodar una dioptría, lo que implica que su recorrido de acomodación está entre 1 metro y el infinito; uno de 50 años acomodará media dioptría, por lo que su amplitud de acomodación irá entre 2 metros y el infinito; sin embargo el ojo de 55 años (o aquel al que se le ha realizado una lensectomía) ha perdido la acomodación y su visión exclusivamente enfocará al infinito.

CONCEPTO DE “OJO DE LEJOS Y OJO DE CERCA”

En la literatura médica se define la monovisión convencional,

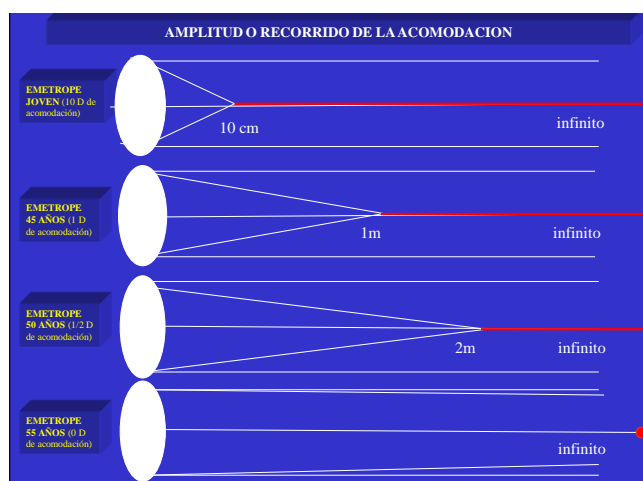


Figura 1. Recorrido de acomodación según edades.

cuando el ojo dominante se enfoca para lejos y la monovisión cruzada, cuando el ojo dominante se enfoca para cerca¹¹. Sin embargo, Jain¹³ demostró que la monovisión cruzada obtiene resultados de satisfacción similares a los de la monovisión convencional (satisfacción del 88%). En la literatura médica se hace mención al “ojo dominante” (en ocasiones sin definir el test elegido) y este ojo se asigna para la visión lejana. En nuestro grupo, cuando realizamos la exploración preoperatoria para monovisión, normalmente decidimos cuál va a ser el ojo para visión cercana, al que llamamos “ojo lector”²², mediante el test de +1 D en visión lejana (descrito a continuación), pues reproduce una situación real similar a la inducida con la monovisión.

Algunos estudios proponen que, para decidir qué ojo se va a programar como ojo para lejos, se pueden valorar (además de la dominancia ocular) los siguientes factores:

- Enfocar para lejos el ojo que el paciente utiliza con mayor frecuencia para actividades lejanas, como mirar a través del objetivo de la cámara de fotos, o de una escopeta de caza.
- Enfocar para cerca el ojo que tenga el punto de convergencia cercano más próximo.
- Enfocar el ojo para la distancia que el paciente utilice de forma más frecuente en su vida diaria.
- Enfocar para lejos el ojo con menor ametropía, ya que tiene mayor posibilidad de quedar emétrope con una sola cirugía.

PROGRAMACIÓN DE LA MIOPIA EN EL OJO LECTOR

Una vez conocida la dominancia ocular, el recorrido de acomodación, programaremos como ojo lector aquel que mejor tolere el defocus lejano y el que peor tolere la lente de +1 D (es decir, el que peor tolere el defocus) en la visión lejana, será el que elegiremos para lejos.

Existir un límite superior de anisometropía tolerada en los pacientes que se someten a monovisión, que Goldberg¹² estableció en -2,5 D; sin embargo, Greenbaum, en un estudio sobre monovisión en pseudofaquia, programaba -2,75 D en el ojo elegido para visión cercana⁷. El nomograma de Goldberg, basado en la edad¹² establece el siguiente equivalente esférico miópico, para el ojo lector: 40 años: -1,25 D; 45 años: -1,50 D; 50 años: -1,75 D; 55 años: -2 D; 60 años: -2,25 D; \geq 65 años: -2,50 D.

Un estudio determinó²³ que la agudeza visual lejana binocular media, en los pacientes con monovisión, era independiente de la magnitud del defocus del ojo lector (anisometropía entre 1 D y 3 D), del ojo elegido como lector (dominante, o no dominante y del tamaño pupilar. Otros estudios coinciden en que la capacidad de supresión de la imagen borrosa es independiente del tamaño pupilar^{2,19}.

Algunos autores^{3,6} limitan la anisometropía a 1,5 ó 2 D; Wrigth³, recomienda no inducir anisometropía mayor de 2 D en el ojo lector, pues ello podría alterar la fusión binocular y disminuir aún más la estereopsis lejana.

En nuestro grupo, habitualmente programamos un resultado refractivo entre -1 a -1,5 D de esfera miópica, en el ojo lector. En nuestra experiencia, en los pacientes con monovisión este defecto miópico es suficiente para proporcionar una visión cercana buena (J3 en la escala de Jaeger, en visión binocular cercana, sin corrección), y una visión intermedia excelente (J6), sin afectar de manera significativa a la visión lejana. Como comentamos con anterioridad, la suma binocular comienza a desaparecer cuando la anisometropía es mayor de 1,5 D, por lo que en nuestra opinión esta es la cifra más recomendable, cuando se trata de programar monovisión. A pesar de esto, la cantidad de miopía que programamos en el ojo lector puede variar ligeramente, dependiendo de la edad, y de las actividades habituales que realice el paciente. En general, si el equivalente esférico obtenido se encuentra entre -1 y -2 D, el paciente considerará que el resultado es bueno (Figura 2).

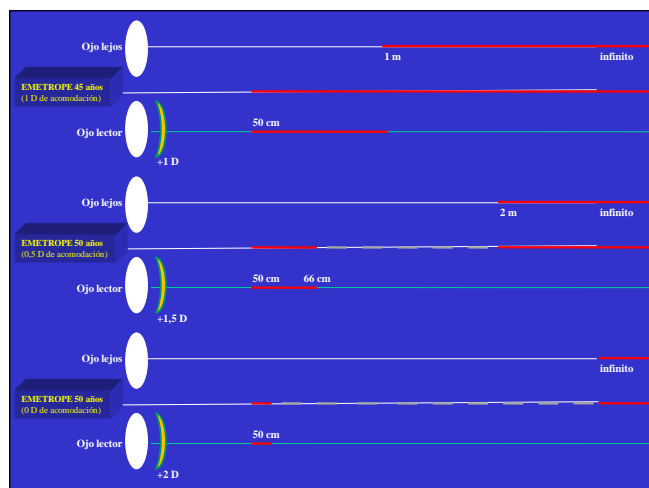


Figura 2. Situación de monovisión en paciente emélope, según edad y grado de miopía.

ESTUDIO PREOPERATORIO

Teniendo en cuenta que al hablar de monovisión inducida

quirúrgicamente lo hacemos de una técnica refractiva, las pruebas preoperatorias deberán incluir todas aquellas que hoy día se consideran “estándar para cirugía refractiva”:

- agudeza visual sin y con corrección, mono y binocular, en visión lejana, intermedia y cercana
- refracción subjetiva y ciclopléjica, lejos y cerca
- queratometría
- topografía corneal
- paquimetría corneal
- exploración de polo anterior (biomicroscopía)
- exploración de polo posterior (incluye OCT en caso de cirugía de cristalino)
- motilidad ocular extrínseca
- motilidad ocular intrínseca
- pupilometría
- función lagrimal (especialmente TBUT y Schirmer)
- biometría
- recuento de células endoteliales (si lensectomía)

Pero, en el caso que nos ocupa, será preciso someter a los candidatos a una serie de pruebas exploratorias “especiales”, que nos ofrecerán algunos datos relativos al pronóstico de la monovisión. Entre ellas, se encuentran las siguientes:

- Dominancia ocular
- Suma binocular
- Help test
- Determinación del ojo lector
- Estereopsis
- Sensibilidad al contraste

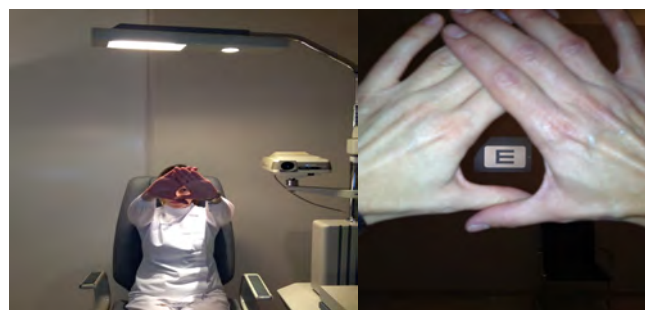
La exploración ortóptica avanzada es recomendable en los pacientes que cumplan los siguientes criterios: historia previa de estrabismo; inadptación a lentes de contacto y pacientes que utilizan gafas hipo o hiperconvergentes.

DOMINANCIA OCULAR:

Existen diversos tipos de tests, para determinar la dominancia ocular²⁴:

• Tests de dominancia ocular motora (también denominados “*sighting eye dominance*”). El sujeto debe elegir entre un ojo y el otro:

- Test del agujero entre las manos o en la cartulina (“*Hole-in-card test*”): el paciente, con los brazos extendidos, deja un agujero entre las palmas de las manos o bien sujeta con ambas manos una cartulina con un agujero en el centro, y se le solicita que mire, a través del agujero, un objeto situado a 6 metros. Se le pide que cierre alternativamente un ojo y el otro, de forma que el ojo que mantenga el objeto alineado, será el dominante. (Figuras 3, 4). Este es el test que habitualmente utilizamos de forma rutinaria.



Figuras 3 y 4. Test del agujero entre las manos (dominancia motora)

- Otros tests:
 - Test del alineamiento del lápiz (“*pointing a finger*”): similar al test del agujero en la cartulina, pero en este caso el paciente sujeta un lápiz con ambas manos,

solicitándosele que lo alinee con un objetivo situado a 6 m de distancia.

- Test del caleidoscopio: el paciente sujeta con ambas manos un caleidoscopio (puede utilizarse también una cámara de fotos, o cualquier otro instrumento monocular), solicitándosele que mire a través de él. Para hacer esto, el paciente deberá elegir un ojo, que se considerará el dominante.

- Test del punto de convergencia cercano: cuando se está explorando la convergencia cercana, el ojo que diverge en primer lugar es el ojo no dominante.

- Tests de dominancia ocular sensorial (test de prevalencia): se mide el balance de ambos ojos ante un estímulo sensorial.

- Test +1 D (“Plus 1 D test” o “swinging-plus test”): con el paciente mirando a un optotipo a 6 metros de distancia, con su refracción lejana corregida, se alterna una lente de +1 ó +1,5 dioptrías esféricas entre ambos ojos. El paciente debe decidir cuál de las dos situaciones le resulta más confortable. Si le resulta más confortable tener la lente positiva delante del ojo derecho, entonces el ojo dominante será el izquierdo, y viceversa. Este test se puede realizar también en distancias cercanas, en cuyo caso si al paciente le resulta más confortable tener la lente positiva delante del ojo derecho, ese ojo (derecho) será el dominante, y viceversa. (Figura 5). Es usado por nosotros de forma habitual.



Figura 5. Test del + 1 plus (dominancia sensorial)

- Otros test:

- Test de 4 puntos de Worth.
- Test polarizado (gafas polarizadas disociativas).
- Test de estereopsis lejana (gafas polarizadas).
- Test de Haidinger (sinóptforo). Este test permite cuantificar la magnitud de la dominancia ocular. Según los estudios de Seijas et al., analizando cada uno de estos tipos de tests por separado (16), encontraron que los test que mayor proporción de dominancia obtenían fueron: el del agujero en la mano, el +1 D, y el de Haidinger.

La mayor parte de los estudios publicados sobre monovisión, solamente se menciona un test para determinar la dominancia ocular (habitualmente un test motor: el test del agujero en la cartulina o “hole-in-card test”)^{1,9}. En ocasiones, algunos estudios ni siquiera describen el tipo de test utilizado para determinar cuál es el ojo lector¹⁰. A pesar de ello, y siendo los resultados de satisfacción muy similares entre diferentes estudios (la mayoría de los pacientes con monovisión exitosa sean los que

no presentan una dominancia ocular franca), pensamos que los pacientes que no se adaptan a la monovisión serían aquellos que presentan una fuerte dominancia (y por tanto menos capaces de realizar la alternancia y la supresión de la imagen borrosa).

La dominancia ocular motora en emétopes-présbitas presenta una alternancia constante; en los miopes-présbitas con anisometropía inferior a 1.75 D la dominancia era del 50 % en el ojo más miope y del 50 % en el menos miope, sin embargo, cuando la anisometropía era superior, el 100 % de los casos domina el ojo más miope (hecho que cuestiona el ajuste para visión lejana del ojo dominante “motor”, en monovisión). Los hipermetropes-présbitas suelen tolerar peor la situación de monovisión¹⁹.

El examen de la dominancia ocular debe permitirnos descartar aquellos pacientes con marcada dominancia ocular (ej. estrabismos), pues tolerarán peor la monovisión, ya que no existe una correcta coordinación binocular e impide la adecuada supresión de la imagen borrosa.

SUMATORIO BIBOCULAR:

El sumatorio binocular (“binocular summation”) permite que la sensibilidad al contraste sea mayor que la monocular, incluso aunque los dos ojos presenten diferentes sensibilidades. Cuando la anisometropía es mayor de 1,5 D, la suma binocular comienza a desaparecer. Si la anisometropía es mayor de 2,5 D, la suma binocular puede desaparecer completamente y la sensibilidad al contraste binocular se iguala a la sensibilidad al contraste monocular media¹⁶.

El llamado por nosotros “help test” posibilita simular cómo será la binocularidad del paciente, en caso de que se le someta a monovisión²⁴. En la consulta, al paciente mirando los optotipos de lejos, con su corrección refractiva lejana en el foróptero, se coloca una lente de + 1 D esférica delante del ojo que vamos lector. Entonces, se ocluye y desocluje alternativamente el ojo lector, manteniendo siempre destapado el ojo de lejos. Cuando el paciente refiere estar más cómodo con el ojo lector destapado, consideraremos que el help test es positivo. Sin embargo, si el paciente está más cómodo con el ojo lector ocluido, consideraremos que el help test es negativo. Este test puede servir como test pronóstico: cuando el help test es positivo, nos indica que el ojo lector, aunque esté desenfocado para lejos, ayuda en la visión lejana (el paciente es capaz de disfrutar de la suma binocular, y de suprimir adecuadamente la imagen borrosa). Por el contrario, si el help test es negativo, el paciente no es capaz de suprimir la imagen borrosa (en este caso, la imagen borrosa lejana del ojo lector), y no disfruta de la suma binocular, indicando un peor pronóstico en la adaptación a la monovisión.

Para que la monovisión funcione, el paciente debe poseer una coordinación binocular normal, y presentar buena agudeza visual en ambos ojos⁹. Si la coordinación binocular es anormal (estrabismo), el paciente presentará una dominancia ocular marcada, y difícilmente conseguirá realizar la alternancia interocular necesaria para suprimir la imagen borrosa. Si el paciente presenta una ambliopía moderada o profunda en un ojo, o bien una situación de baja agudeza visual en ambos ojos, será difícil que la monovisión resulte exitosa (a pesar de poseer una coordinación binocular normal), ya que la imagen ofrecida por cada ojo no tendrá la suficiente calidad como para permitir una visión lejana y cercana útil.

PRUEBA DE LALENTE DE CONTACTO

Coincidimos con otros autores^{4,5} en no incluir, en el preoperatorio, de forma habitual la “simulación” de la monovisión mediante lentes de contacto, entre otras razones porque la tolerancia de la monovisión quirúrgica es mayor

que con lentes de contacto, ya que se consigue una mejor adaptación binocular, con corrección refractiva constante, menor aniseiconia, y eliminación de la intolerancia y/o complicaciones secundarias al uso de lentes de contacto¹. En nuestro protocolo si es una prueba útil en algunos casos concretos. Sin embargo, en nuestro protocolo, es una prueba de utilidad en el postoperatorio, como más adelante veremos.

SELECCIÓN DEL PACIENTE. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN

La selección del paciente es importante en cirugía refractiva, y adquiere relevancia en la monovisión. Los pacientes cuyo tipo de vida requiera una visión excelente en distancias extremas, sobretodo en condiciones de baja luminosidad, no son buenos candidatos para monovisión. Determinadas profesiones, como pilotos, conductores profesionales, deportes que requieran muy buena agudeza visual lejana (golf, tenis, caza...), están descritas en algunos estudios como contraindicación^{5,7}. Una correcta anamnesis es fundamental para conocer el modo de vida del paciente, su ocupación, deportes que practica, hobbies (fotógrafo, cazador) o alguna actividad que requiera de enfoque monocular, la conducción (tipo, nocturna/diurna, trayectos, etc.).

La edad del paciente y su defecto refractivo son determinantes a la hora de tomar la decisión de inducir monovisión. Algunos autores ofrecen monovisión a los pacientes a partir de los 35-45 años de edad, otros la recomiendan desde los 40 años de edad y otros con edad igual o superior a los 45 años^{3,5,6}. Nosotros valoramos la opción de la monovisión en los pacientes que ya padecen presbicia, es decir, pacientes que con su corrección de lejos no son capaces de leer de forma adecuada (habitual a partir de los 45 años de edad, con variaciones). De forma habitual, no realizamos monovisión en pacientes pre-présbitas, aunque valoramos esta opción en determinados casos (en particular los miopes pre-présbitas).

La cirugía de cristalino con implante de lente intraocular, en la actualidad se debe plantear para mejorar la agudeza visual del paciente y para eliminar o reducir el defecto refractivo previo, si lo hubiese, minimizando la dependencia de gafas y mejorando la calidad de vida de los pacientes. Tras el recambio refractivo de la lente con lensectomía e implante de lente intraocular monofocal, consideramos que la monovisión debe ser aplicada, en general, en todos los casos de lensectomía bilateral (siempre y cuando no existan criterios de exclusión), ya que de esta forma conseguiremos minimizar el uso de la gafa de cerca e intermedia proporcionando una mayor satisfacción al paciente.

La importancia de aplicar un protocolo de selección^{3,9} nos lleva a proponer los siguientes criterios de inclusión y exclusión, para la monovisión.

Criterios de inclusión:

- Pacientes présbitas emétopes, o amétopes (miopía, hipermetropía, y/o astigmatismo).
- Estado refractivo postquirúrgico “diana” posible.
- Pacientes que no demanden una agudeza visual excelente, para las distancias extremas (muy lejos, muy cerca), especialmente en condiciones de baja luminosidad.
- Pacientes motivados y que deseen mejorar su visión cercana sin gafas, debido a su profesión o actividades habituales.

Criterios de exclusión:

- Pacientes que precisen una agudeza visual lejana excelente, en condiciones de baja luminosidad (conductores profesionales o nocturnos habituales, cazadores).
- Personalidades exigentes, con altas expectativas en el resultado de la cirugía.

- Criterios de exclusión oftalmológicos: ambliopía, baja visión, estrabismo, fuerte dominancia ocular, enfermedades maculares, y todas aquellas enfermedades oculares que puedan provocar una pérdida de visión importante a corto o medio plazo.

Como ya hemos mencionado, en la visita preoperatoria, es preciso valorar determinados aspectos de la vida diaria del paciente antes de inducir monovisión; pero, además, éste debe recibir una amplia explicación sobre su caso: diagnóstico (presbicia), causa (fallo en la acomodación o pérdida del cristalino), alternativas (gafas, lentes de contacto, otras técnicas), técnica (monovisión con láser excímer o pseudofaquia), pronóstico (visual y refractivo), ventajas e inconvenientes y complicaciones. Otro aspecto importante es la personalización del Consentimiento Informado. En nuestro grupo, añadimos un documento anexo al documento estándar de la técnica quirúrgica principal, en el que se mencionan aquellas particularidades más relevantes de la monovisión.

La correcta selección del paciente, tras una exhaustiva anamnesis y exploración, es importante; pero también lo es la educación del paciente, para que sus expectativas sean similares a los resultados obtenidos, lo que implicará que esté satisfecho con el resultado. Hacemos especial incapié en el concepto de “visión útil” (aquella que cubre las actividades cotidianas y que podrá obtenerse con la cirugía) y las “visiones extremas” lejos/cerca (para las que podría requerir el uso de gafas). Es necesario hacer entender al paciente que no debe esperar tener una visión como la de una persona de veinte años, que no tenga ningún defecto visual y no necesite gafas.

En general, la mayoría de los pacientes con monovisión no solicitan gafa alguna. Coincidimos con otros autores, en cuanto a que los pacientes con monovisión solicitaban con mayor frecuencia la gafa de cerca que la gafa de lejos^{10,24}.

EFFECTOS SECUNDARIOS. INADAPTACIÓN Y REVERSIBILIDAD

Los efectos secundarios, descritos en la literatura médica, que pueden padecer los pacientes con monovisión son: disminución de la sensibilidad al contraste, disminución de la estereopsis, de la agudeza visual binocular lejana, y de la profundidad de foco⁷. Además, la monovisión puede descompensar un estrabismo latente²⁵.

En la mayor parte de los estudios publicados, se ha demostrado una reducción de la estereopsis lejana y de la sensibilidad al contraste, en los pacientes con monovisión, comparados con los pacientes sin monovisión¹¹. Sin embargo, Wrigth no encontró diferencias estadísticamente significativas en la agudeza estereoscópica medida con el test de 4 puntos de Worth, y con el titmus estereotest⁶. En su estudio, Wrigth estableció que la agudeza visual lejana binocular, la estereopsis, la sensibilidad al contraste, y la amplitud de convergencia y fusión eran similares entre un grupo de pacientes sin monovisión, y otro con monovisión. En concreto, la estereopsis lejana resultó algo menor en el grupo de pacientes sometidos a monovisión (frente al grupo control, con ambos ojos enfocados para lejos), pero sin ser estadísticamente significativa la diferencia. En dicho estudio, la sensibilidad al contraste fue muy similar en ambos grupos. Lógicamente, el grupo con monovisión presentaba una mejor agudeza visual cercana sin corrección⁶. Por otra parte, los pacientes con monovisión exitosa tienen una menor reducción de la estereopsis lejana, cuando se comparan con los pacientes con monovisión no exitosa¹⁹.

La insatisfacción del paciente (o inadaptación) a la visión combinada (monovisión) es un hecho a tener en cuenta y que puede implicar la reversión de la situación de monovisión

y ajustar los dos ojos para visión lejana. Goldberg preguntó las razones de su decisión, a los pacientes que optaron por revertir su monovisión, y enfocar su ojo lector para lejos, encontrando que la mayor parte de ellos referían que no estaban cómodos con la situación de tener los dos ojos diferentes, mientras que uno de ellos tomó la decisión porque tenía dificultad para los deportes. Los pacientes describieron como ventaja de la monovisión la libertad de gafa para lejos y para cerca, y como desventajas la posibilidad de necesitar una gafa para conducción nocturna, la falta de perfección en la agudeza visual lejana, la situación de tener los dos ojos con enfoques diferentes, y el periodo de ajuste a la monovisión. Miranda encontró en su estudio que la mayor parte de los pacientes que eligieron revertir su monovisión no pudieron especificar una razón concreta, mientras que otras posibles razones son el exceso de miopía en el ojo lector, o la falta de emetropía en el ojo enfocado para lejos²⁰.

Las tasas de reversión de la monovisión publicadas en la literatura varían entre el 2,4%⁷, 4,4%⁵, 5%¹⁰ y 7,5%²⁰.

Vamos a resumir las causas de insatisfacción:

- Mala visión lejana (la causa habitual suele ser la existencia de un defecto residual en el ojo de lejos)
- Mala visión cercana (por insuficiente miopización en el ojo de cerca)
- Neuroadaptación tórpida. Recurrirémos al “help test” para valorar si la causa es por algunos de los supuestos anteriores o de otra índole (help test normal, implicará un mal resultado refractivo; help test anormal confirma la mala neuroadaptación).

En este momento se reconoce la utilidad de la “prueba de la lente de contacto”. Pudiendo encontrar dos supuestos para su adaptación y posterior valoración por parte del paciente

- Cuando se objetiva un resultado refractivo correcto, pero el paciente no obtiene beneficio alguno (se le mostrará cuál será situación visual tras revertir la monovisión)
- Cuando la miopía inducida en el ojo lector es excesiva para el objetivo deseado (se le ofrecerá una reversión parcial de la miopía inducida)

MINI-MONOVISIÓN Y MICRO-MONOVISIÓN

La mini-monovisión es un término relativamente nuevo, que define aquella situación de monovisión en la que se induce una leve miopía (entre -0.75 y -1 D) en el ojo lector. Evidentemente ese bajo grado de miopía únicamente hará posible el enfoque a una distancia moderada, no cercana, de los objetos (ordenador), dependiendo de la edad y de la situación del cristalino (pseudofaquia). Se emplea en pacientes presbítabas incipientes e inclusive miopes pre-presbítabas, en cirugía de cristalino con implante de MIOOL (lente intraocular multifocal) bifocal e inclusive en las de foco extendido.

La monovisión con aumento de la profundidad de foco (micro-monovisión o monovisión avanzada) se basan en la inducción de miopía moderada en el ojo no dominante combinada con un tratamiento esférico con láser excímer (micro-monovisión “*laser blended visión*” con CRS Master y láser excímer MEL; monovisión avanzada o “*advanced-monovision*” con Custom Q excímer laser Allegretto Eye Q). Si bien han sido publicados sus resultados, no son técnicas que hayan obtenido amplia difusión^{15,16}.

ALTERNATIVAS A LA MONOVISION

Como epílogo al presente capítulo, en nuestra opinión, la monovisión inducida con cirugía, ya sea corneal o intraocular, es una técnica útil para el tratamiento de la presbicia. Su indicación y ejecución requieren un estudio pormenorizado del paciente, como el resto de la cirugía refractiva, y el

conocimiento de una serie de conceptos, tales como la dominancia ocular, el ojo lector o los criterios de inclusión y exclusión, además de sus limitaciones. Pero más que hablar de alternativas a la monovisión, debemos hacerlo de “cuándo la monovisión es una alternativa” a otras técnicas quirúrgicas empleadas hoy día en cirugía de la presbicia.

No hay duda que, durante estos años del siglo XXI, el recambio refractivo del cristalino con implante de lentes intraoculares multifocales ha ido ganando terreno a otras técnicas, incluida la monovisión, para restaurar la visión próxima²⁶. Sin embargo, consideramos que la monovisión con láser es una técnica adecuada en casos de miopes presbítabas sin alteración cristalínica (síndrome de disfunción del cristalino o cataratas) que deseen minimizar el uso de gafas^{27,28}; como también lo es la monovisión con pseudofaquia, en aquellos casos en los que los pacientes no sean buenos candidatos al implante de MIOOL (defectos refractivos elevados, tales como grandes miopes o hipermétropes)²⁹⁻³¹.

Abogamos por mantener el conocimiento y empleo de esta técnica, pues sus resultados visuales y refractivos y la satisfacción del paciente nos permiten considerarla como útil en el “armamentarium” de cualquier cirujano refractivo.

REFERENCIAS

- Holden BA, Fricke TR, Ho SM, Wong R, Schlenker G, Cronjé S, Burnett A, Papas E, Naidoo KS, Frick KD. Global vision impairment due to uncorrected presbyopia. *Arch Ophthalmol* 2008; 126(12): 1731-9.
- Braun EH, Lee J, Steinert RF. Monovision in LASIK. *Ophthalmology* 2008; 115(7): 1196-202.
- Bilbao-Calabuig R, Llovet-Osuna F. [Non-lens-based surgical techniques for presbyopia correction]. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2017; 92(9): 426-35.
- Schor C, Landsman L, Erickson P. Ocular dominance and the interocular suppression of blur in monovision. *Am J Optom Physiol Opt* 1987; 64(10): 723-30.
- Jain S, Arora I, Azar DT. Success of monovision in presbyopes: review of the literature and potential applications to refractive surgery. *Surv Ophthalmol* 1996; 40 (6): 491-9.
- Wright KW, Guemes A, Kapadia MS, Wilson SE. Binocular function and patient satisfaction after monovision induced by myopic photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg* 1999; 25(2): 177-82.
- Greenbaum S. Monovision pseudophakia. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28(8): 1439-43.
- Reilly CD, Lee WB, Alvarenga L, Caspar J, Garcia-Ferrer F, Mannis MJ. Surgical monovision and monovision reversal in LASIK. *Cornea* 2006; 25(2): 136-38.
- Levinger E, Trivizki O, Pokroy R, Levartovsky S, Sholohov G, Levinger S. Monovision surgery in myopic presbyopes: visual function and satisfaction. *Optom Vis Sci* 2013; 90(10): 1092-7.
- Miranda D, Krueger RR. Monovision laser in situ keratomileusis for pre-presbyopic and presbyopic patients. *J Refract Surg* 2004; 20(4): 325-8.
- Handa T, Shimizu K, Mukuno K, Kawamorita T, Uozato H. Effect of ocular dominance on binocular summation after monocular reading adds. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31(8): 1588-92.
- Goldberg DB. Laser in situ keratomileusis monovision. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27(9): 1449-55.
- Jain S, Ou R, Azar DT. Monovision Outcomes in presbyopic Individuals after refractive surgery. *Ophthalmology* 2001; 108(8): 1430-33.
- Reinstein DZ, Couch DG, Archer TJ. LASIK for hyperopic astigmatism and presbyopia using micro-monovision with the Carl Zeiss Meditec MEL80 platform. *J Refract Surg* 2009; 25(1): 37-58.
- Stojanovic A, Wang L, Jankov RM, Nitter TA, Wang Q. Wavefront

- Optimized Versus Custom-Q Treatments in Surface Ablation for Myopic Astigmatism With the WaveLight ALLEGRETTO Laser. *J Refract Surg* 2008; 24 (8): 779-89.
16. Mrochen M, Hafezi F, Jankov M, Seiler T. Ablationsprofile in der kornealen refraktiven Laserchirurgie. *Ophthalmologie* 2006; 103: 175-83.
 17. Lopez A, Gené A, Alberola G, Serra S. Manual laterality, ocular dominance and ocular refractive state. *Acta ophthalmologica* 1996; 25: 189-95.
 18. Fawcett SL. Stereoacuity and foveal fusion in adults with long-standing surgical monovision. *J AAPOS* 2001; 5(6): 342-7.
 19. Handa T, Mukuno K, Uozato H, Niida T, Shoji N, Minei R, Nitta M, Shimizu K. Ocular dominance and patient satisfaction after monovision induced by intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30(4): 769-4.
 20. Seijas O, Gomez de Liaño P, Gomez de Liaño R, Roberts CJ, Piedrahita E, Diaz E. Ocular Dominance diagnosis and its influence in monovision. *Am J Ophthalmol* 2007; 144(2): 209-16.
 21. Ooi TL, He ZJ. Sensory eye dominance. *Optometry* 2001; 72(3): 168-77.
 22. Llovet F. Monovisión en cirugía de cristalino, Cap. 27; en Lorente R, Mendicute J. Cirugía de cristalino. LXXXIV Ponencia Oficial de la Sociedad Española de Oftalmología, Ed. Sociedad Española de Oftalmología, Madrid 2008; 1408-18.
 23. Collins M, Goode A, Brown B. Distance Visual Acuity and Monovision. *Optom and Vis Sci* 1993; 70(9): 723-8.
 24. Arias A, Gomez de Liaño P, Llovet F, Seijas O, Martín C. La monovisión como corrección de la presbicia, Cap. 5; en Arias A, Cirugía de la presbicia, Monografía de la Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto-Refractiva, Editorial Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto-Refractiva, Madrid, 2010; 88-109.
 25. Schuler E, Silverberg M, Beade P, Moadel K. Decompensated strabismus after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 1999; 25(11): 1552-3.
 26. Alió JL, Tavolato M, De la Hoz F, Claramonte P, Rodríguez-Prats JL, Galal A. Near vision restoration with refractive lens exchange and pseudoaccommodating and multifocal refractive and diffractive intraocular lenses. Comparative clinical study. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30(12): 2494-503.
 27. Levinger E, Trivizki O, Pokroy R, Levartovsky S, Sholohov G, Levinger S. Monovision surgery in myopic presbyopes: visual function and satisfaction. *Optom Vis Sci* 2013; 90(10): 1092-7.
 28. Alarcón A, Anera RG, Villa C, Jiménez del Barco L, Gutierrez R. Visual quality after monovision correction by laser in situ keratomileusis in presbyopic patients. *J Cataract Refract Surg*. 2011; 37(9): 1629-35.
 29. Finkelman YM, Ng JQ, Barrett GD. Patient satisfaction and visual function after pseudophakic monovision. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(6): 998-1002.
 30. Zhang F, Sugar A, Jacobsen G, Collins M. Visual function and patient satisfaction: Comparison between bilateral diffractive multifocal intraocular lenses and monovision pseudophakia. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(3): 446-53.
 31. Ito M, Shimizu K, Iida Y, Amano R. Five-year clinical study of patients with pseudophakic monovision. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(8): 1440-5.

Utilización de la aberración esférica en la corrección de la presbicia

Víctor Sergio Eguiza Rubi, José Luis Güell Villanueva, Óscar Gris Castejón, Daniel Elies Amat, Mercè Morral Palau, Míriam Barbany Rodríguez, Francisco Bandeira e Silva, Spyridoula Souki y Felicidad Manero Vidal
IMO - Instituto Microcirugía Ocular de Barcelona, España

INTRODUCCIÓN

La cirugía para la corrección de la presbicia, se está convirtiendo en una de las intervenciones más solicitadas por los pacientes hacia los oftalmólogos, ya que al estar asociada con la edad, es universal y progresiva a partir de los 40 años de edad con síntomas que limitan las actividades que requieren vista intermedia, cercana y, finalmente, lejana¹. El principal problema al que nos enfrentamos con la presbicia, es su multifactorialidad, por el conjunto de sistemas que la ocasionan, o más bien que dejan de funcionar y como resultado dan la presbicia². La teoría de la acomodación de Helmholtz, es la más aceptada, y defiende que durante la acomodación, el músculo ciliar se contrae y provoca una disminución del diámetro del cristalino, provocando una relajación de las fibras zonulares, haciendo la forma del cristalino más esférica. Tanto el radio de curvatura de la superficie anterior como posterior del cristalino disminuyen, provocando un aumento de su potencia refractiva. Por el contrario en la ciclopejía farmacológica, el cristalino se aplanar por la tensión de las fibras radiales zonulares, disminuyendo la potencia refractiva³.

A grandes rasgos podríamos decir que la presbicia es una disfunción progresiva de este sistema óptico funcional de acomodación, para poder enfocar objetos cercanos.

La presbicia va afectando la calidad de vida en la población mayor del todo el mundo, y como la edad media de vida de la población mundial va en aumento, se calcula una prevalencia de 2,1 mil millones de personas afectadas en todo el mundo hacia el 2020².

El querer mantener un estilo de vida igual de activo, y sin querer llevar un método de corrección prostético externo, podría ser una de las razones por el aumento de tratamiento quirúrgico para el tratamiento de presbicia⁴.

La profundidad de foco (pf) podríamos definirla de forma simple como el intervalo dióptrico a través del cual podemos tener una visión lo suficientemente precisa para definir los objetos. Este intervalo va a depender de varios factores externos como, el tipo de tarea que se va a realizar, la luz ambiente, el color del objetivo y el contraste. La pf puede ser medida a través de exámenes de sensibilidad al contraste y de agudeza visual⁵. Pero la pf también va a depender de parámetros ópticos, tal como el tamaño pupilar y de las aberraciones ópticas (en particular la aberración esférica), sin olvidar que puede estar afectado por el complejo neuro-retiniano y factores psicofísicos⁶. (Figura 1) En la actualidad la utilización de la aberración esférica para tratar la presbicia ha sido un tema de interés y debate.⁽⁴⁾ Ya que este concepto se puede aplicar en los distintos métodos para la corrección de la presbicia, pero en el caso de la corrección quirúrgica sigue siendo un reto importante. Para ello existen distintas estrategias quirúrgicas, extraoculares (corneales o esclerales) o intraoculares (eliminación y reemplazo del cristalino y quizás en el futuro lentes fáquicas)⁷.

CONCEPTO

La aberración esférica (AE) es una de las aberraciones más

importantes del ojo humano, caracterizando a las lentes, donde los rayos de luz periféricos al impactar en estas, son llevados a un foco distinto que los rayos que impactan más cerca del centro^{8,9}.

La AE va a afectar especialmente a la visión cuando se asocia a un diámetro pupilar grande. Consideremos que cuando la AE es positiva (AE+) los rayos periféricos se van a enfocar por delante de los rayos centrales, con la aberración esférica negativa (AE-) los rayos periféricos se van a enfocar por detrás de los rayos centrales⁹ (Figura 1).

La AE total en el ojo humano es una combinación de la aberración esférica positiva (AE+) de la córnea (la cual es más o menos constante a lo largo de la vida) y la aberración negativa (AE-) del cristalino. En los ojos jóvenes el valor numérico de ambos es muy similar y, por esta compensación, tienen una AE total baja. Con la edad, las propiedades ópticas del cristalino van cambiando dando como resultado una AE más positiva y por tanto una disminución del rendimiento óptico (es decir una disminución de la nitidez pero un cierto aumento de la profundidad de foco)⁹.

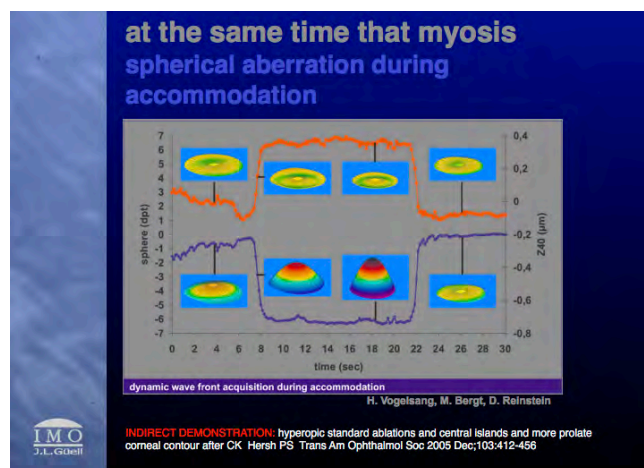


Figura 1

Como comentamos antes la profundidad de foco (PF) del sistema óptico del ojo humano (pf) es el margen de error o la variación en la distancia de la imagen que puede tolerarse para ver el objetivo sin notar una falta de nitidez^{10,11}; este intervalo dióptrico define la profundidad de "enfoque o campo" del ojo. Una consecuencia importante de las aberraciones ópticas fisiológicas es la existencia de una profundidad de foco significativa. En estudios anteriores, los investigadores obtuvieron datos controvertidos sobre la profundidad de foco con valores desde $\pm 0,02$ D (Oshima) a $\pm 1,25$ (von Bahr)¹¹. La profundidad de foco ya no se considera un tema de especulación teórica. Se ha convertido en un importante aplicación, por ejemplo, en la evaluación de la eficacia de las

lentes intraoculares acomodativas¹¹.

La PF en el ojo humano vivo no es rígida ni estable inclusive bajo condiciones de una apertura constante de la pupila. La película lagrimal precorneal, que está sujeta a cambios prácticamente cada segundo, influye en la cantidad y la estructura de las aberraciones y a su vez en la PF. En un interesante estudio, se detectaron algunas desviaciones en la función visual dentro de la PF, estas mínimas desviaciones pueden explicarse por al menos dos causas:

- & un carácter subjetivo de la función visual examinada por la falta de atención de los pacientes;
- & un estado cambiante de la película lagrimal¹¹.

La (PF) puede ser utilizada de manera óptima en un dispositivo correctivo, pero debemos considerar que ésta es afectada por los diversos cambios del sistema óptico, tal como lo es el tamaño pupilar¹⁰.

La pf va a ser inversa a la frecuencia espacial, es decir, los objetos de menor frecuencia espacial van a producir un contraste retiniano mas tolerable al desenfoque, y también la pf puede variar con la apertura numérica y aumento del objetivo, cuando mayor es el poder de aumento más profunda es su pf¹⁰.

Las aberraciones de alto orden monocromáticas como lo es la aberración esférica (ae) , van a producir un desenfoque en el sistema óptico, haciéndolo más tolerable a la aberración cromática, y al aumentar la pf se produce una pseudoacomodación. Clínicamente ,esto se utiliza como un enfoque pasivo para compensar los síntomas de la presbicia. (Figura 2) Curiosamente en otros estudios también se ha demostrado que cuando tenemos una corrección completa de la aberración esférica , hay una mejoría en la visión espacial sin comprometer la tolerancia del desenfoque subjetivo. por lo que esto deja en debate cuanto ae residual es necesaria para el beneficio de la pf¹⁰.

El desenfoque provocado por una aberración esférica positiva ocasiona mayor tolerancia al desenfoque y a las aberraciones cromáticas, y la aberración esférica negativa va a proporcionar mayor pf que una aberración esférica positiva de la misma magnitud, lo suficiente para mitigar los síntomas de la presbicia. Con este concepto se realizan diseños terapéuticos de compensación de la presbicia, que van desde dispositivos correctivos (gafas multifocales , lentes de contacto), actuando sobre la córnea como lo son las ablaciones con láser, o bien, quizás, de manera más invasiva con las lentes intraoculares⁶.

TÉCNICAS :

CÓRNEA

Tradicionalmente , los mismos principios que se utilizaban para la monovisión en lentes de contacto, se aplicaban en la cirugía refractiva corneal mediante las técnicas de láser in situ queratomieleusis (LASIK) o queratectomía fotorrefractiva (PRK). Sin embargo las limitaciones encontradas con el sistema de monovisión clásico en lentes de contacto se aplicaban también a la monovisión inducida por la cirugía refractiva incluyendo la pérdida de fusión y la estereopsis. Por lo que se han intentado varios perfiles multifocales de ablación corneal, obteniendo una leve mejoría pero poca eficacia. Las técnicas mas recientes de LASIK para corregir la presbicia se basan en la manipulación de la asfericidad corneal que provocan una aberración esférica objetivo, para así aumentar la profundidad de enfoque¹²⁻¹⁶.

Se provoca en los ojos no dominantes un desenfoque y una ae negativa en ambos ojos moldeando la córnea en forma prolata, así exagerando su forma ásférica para poder inducir una ae negativa. Con la esfericidad generada refuerza la monovisión y se reduce la miopía residual necesaria en el ojo no dominante, logrando una monovisión mas tolerable^{17,18}.

Debemos de tener en cuenta el factor del tamaño pupilar como

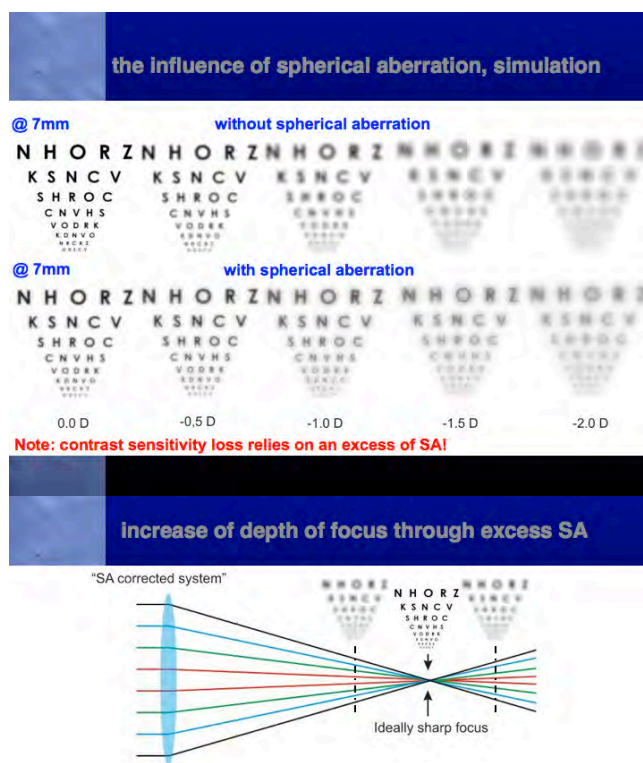


Figura 2

observo Zheleznyak: en las pupilas de 4 mm la miopía asociada a una ae positiva ,era mejor para una visión intermedia, y en cambio una aberración esférica negativa era mejor para la visión cercana¹⁹. Por otro lado, Rocha observó que la profundidad de foco aumentaba independientemente del signo de la aberración esférica cuando las pupilas eran de 6mm²⁰.

Reintein ha creado el perfil de la ablación corneal en un método denominado "laser blended visión que es optimizado para aumentar la profundidad del campo en cada ojo sin alterar la calidad de visión, la sensibilidad al contraste ni la visión nocturna. Con una manipulación de este tipo se puede aumentar hasta 1,5 dioptrías acomodativas de forma segura para cualquier error de refracción. Basándonos en esto y tratando así ambos ojos, el ojo no dominante se programa además para ser ligeramente miope y así la profundidad de foco del ojo dominante sería para lejos y visión intermedia y el no dominante para visión cercana e intermedia, en la visión intermedia, ambos ojos tendrían la misma agudeza . La micromonovisión depende de los procesos de mecanismo neuronal y supresión de la borrosidad.El Laser blended vision aumenta la profundidad de del campo proporcionada por la contracción pupilas durante la acomodación. En la actualidad se utilizan y/o nos beneficiamos de 5 mecanismos:

- 1) Aumento controlado en las aberraciones esféricas
- 2) La contracción pupilar durante la acomodación que proporciona mayor aumento en la profundidad del campo sobre la imagen retiniana
- 3) El procesado retiniano y cortical para aumentar el contraste de la imagen retiniana de forma monocular
- 4) Zona de visión combinada para proporcionar continuidad de la visión de lejos, distancia intermedia y de cerca, entre los 2 ojos
- 5) El procesado central cortical^{21,22}.

LENTEs INTRAOCULARES

Varios estudios han demostrado que después de la implantación de una LIO, las personas logran cierta

profundidad de foco debido a la multifocalidad de la córnea, al diámetro pupilar, al astigmatismo corneal y al pequeño movimiento de la LIO dentro del saco. Al parecer la AE- como habíamos mencionado puede aumentar la tolerancia a la PF, y parece ser mayor aún con las lentes esféricas o esféricas neutras que con las esféricas²³.

La profundidad de campo, así como la PF, no coinciden con la amplitud de acomodación. Langenbucher usó el término «alojamiento pseudofáquico» a un cambio dinámico en el estado refractivo causado por las interacciones entre el músculo ciliar y el complejo zonulo-capsular del saco de la LIO, dando lugar a cambios en refracción¹¹.

El término “pseudocomodación pseudofáquica” se utiliza para resaltar las propiedades ópticas estáticas del ojo pseudofáquico.

“Acomodación pseudofáquica” es una función de acomodación generada por el control activo del cerebro que altera el sistema óptico del ojo. Un uso clínico es producido por el diseño artificial (LIO acomodativa) unido a restos del sistema acomodativo natural del ojo.

Thornton²⁴ argumenta razonablemente que el mecanismo acomodativo natural incluye el aumento de la esfericidad de la lente y su desplazamiento anterior¹¹.

El objetivo final de la extracción de la catarata y del cristalino transparente es reemplazar cristalino por una lente intraocular que simula la función original del cristalino y proporciona a los pacientes una gama completa de visión funcional para todas las distancias. Aquí también se puede aplicar el mismo concepto de monovisión, provocando cierta miopización del ojo no dominante, o bien poner lentes multifocales que intentan reemplazar la función del cristalino para poder enfocar en distintos focos.

En la actualidad, las LIO disponibles pueden agruparse en LIOs acomodativas (LIOA) o pseudoacomodativa (aunque el mecanismo de acción de algunas ‘lentes acomodativas’ puede ser pseudoacomodativa naturalmente). Con LIOs multifocales (LIOM) pseudoacomodativas, el paciente tiene dos o tres focos de visión de distinta distancia, pero va a percibir principalmente sólo la imagen enfocada⁷.

LIO esférica

Hasta hace poco las LIOs era de superficie esférica, provocando una aberración positiva, provocando una disminución significativa de la calidad de la visión a comparación con la vista natural donde la aberración positiva se compensa con el cristalino. Sin embargo en muchos caso mejoraba la profundidad de foco tras la intervención en esta paciente por la misma razón explicada anteriormente. Es por eso que el uso actual de lente esférica para compensar esa aberración positiva corneal y así mejorar la calidad de la visión.

Se ha demostrado que con estas lente se reduce las aberraciones y con ello se logra una mejor sensibilidad de contraste y sin comprometer la profundidad de foco, ya que en la gente mayor va a depender principalmente del tamaño pupilas que de las aberraciones ópticas²⁵. Al mismo tiempo y por razones similares, diversos estudios con simuladores visuales(Figura 3) han demostrado que manipulando la AE total final puede permitir de forma individual un claro aumento de la PF²⁶⁻²⁸.

LIO acomodativas (LIOa)

Existen muchos conceptos y diseños diferentes para LIOa, incluyendo geles moldeables, desplazamiento de fluidos y hápticos flexibles. Estas LIO están diseñadas para utilizar la contracción del músculo ciliar, la elasticidad del saco capsular y los cambios en la presión de la cavidad vítrea para inducir un cambio o movimiento en la forma de la LIO para así



Figura 3

producir un cambio óptico en el ojo basado en el concepto de cambio óptico axial resultante de la acción del músculo ciliar. Una bisagra entre la óptica y el háptico permite que la lente se mueva hacia delante mientras el ojo se centra en objetos cercanos y hacia atrás cuando el ojo se enfoca en objetos lejanos, aumentando así el poder dióptrico del ojo pseudofáquico^{1,7,29}. En realidad con este movimiento estaríamos teóricamente modificando el poder esférico de esa lente así como la AE de la misma, pudiendo mejorar ambos la AF. Desgraciadamente la experiencia clínica con esta lente no ha sido hasta el momento muy alentadora.

LIO ajustables a la luz

Esta lente permite crear aberraciones de alto orden. Ofreciendo la posibilidad de inducir cantidades controladas de AE para aumentar la PF en los pacientes, y así permitiendo mejorar la visión cercana. Estas lentes contienen moléculas de silicona fotosensibles que permiten un cambio de su forma posterior a su implantación conforme la necesidad del paciente a través de la irradiación de luz ultravioleta de manera no invasiva. La superficie posterior de cada lente se moldea con una capa absorbente de UV para impartir al paciente una protección de UV adicional para la retina durante el procedimiento de irradiación^{30,31}.

Se utilizaron perfiles esféricos con cantidades de asfericidad para extender la PF. Además, las lentes ajustables por luz permiten personalizar los valores de aberración esférica dependiendo de las necesidades específicas de cada paciente. Podemos mejorar la visión cercana aumentando la cantidad AE-, aunque a costa de una disminución de la agudeza visual lejana. Esto es una una mejor solución en comparación con la monovisión estándar pura^{30,32}. La mayor parte de estudios en este campo se realizaron utilizando simuladores de ópticos adaptativos como los presentados anteriormente.

LIO MULTIFOCALES

El implante de lente intraocular (LIO) multifocal después de la cirugía de cataratas es una alternativa para mejorar el rendimiento de la visión de cerca y la calidad de vida de algunos pacientes. Actualmente, todas las lentes intraoculares trifocales disponibles tienen un diseño difractivo que no tiene relación alguna con la asfericidad. Sin embargo, el Mini Well Ready es una LIO esférica multifocal progresiva con una adición equivalente de 3.00 D. Su diseño óptico se basa en la introducción de una aberración esférica apropiada en el centro de la pupila y el control de la aberración de alto orden en la periferia de la pupila para aumentar la profundidad de foco y así generar una multifocalidad progresiva³³. Los

resultados son muy alentadores incluyendo el grupo de pacientes miopes.

CONCLUSIÓN

El tratar la presbicia a través de la manipulación de la AE- para así aumentar la PF es un método seguro y con buenos resultados refractivos y tolerancia para el paciente, que puede adaptarse a lo distintos medios que contamos en la actualidad para el tratamiento de este problema refractivo. Con las nuevas tecnologías y simuladores de ópticas adaptativas podríamos inducir una AE- individualizada a medida de la necesidad del paciente que, en muchos casos, podría evaluarse y medirse antes de la intervención (sobre todo en cristalinos jóvenes no muy opacos) y así tener resultados más satisfactorios.

REFERENCIAS

- Davidson RS, Dhaliwal D, Hamilton DR, Jackson M, Patterson L, Stonecipher K, Yoo SH, Braga-Mele R, Donaldson K, ASCRS Refractive Cataract Surgery Subcommittee. Surgical correction of presbyopia. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(6): 920-30.
- Moarefi MA, Bafna S, Wiley W. A Review of Presbyopia Treatment with Corneal Inlays. *Ophthalmol Ther* 2017; 6(1): 55-65.
- Martin H, Guthoff R, Terwee T, Schmitz KP. Comparison of the accommodation theories of Coleman and of Helmholtz by finite element simulations. *Vision Res* 2005; 45(22): 2910-5.
- Bakaraju RC, Tilia D, Sha J, Diec J, Chung J, Kho D, Delaney S, Munro A, Thomas V. Extended depth of focus contact lenses vs. two commercial multifocals: Part 2. Visual performance after 1 week of lens wear. *J Optom* 2018; 11(1): 21-32.
- Benard Y, Lopez-Gil N, Legras R. Optimizing the subjective depth-of-focus with combinations of fourth- and sixth- order spherical aberration. *Vision Res* 2011; 51(23-24): 2471-7.
- Bakaraju RC, Ehrmann K, Papas EB, Ho A. Depth of Focus and its Association with the Spherical Aberration Sign. A Ray Tracing Analysis. *J Optom* 2010; 3(1): 51-9.
- Gil-Cazorla R, Shah S, Naroo SA. A review of the surgical options for the correction of presbyopia. *Br J Ophthalmol* 2016; 100(1): 62-70.
- Basic and Clinical Science Course 2016-2017, chapter 1, The Science of Refractive Surgery. American Academy of Ophthalmology: 56.
- van Gaalen KW, Koopmans SA, Jansonius NM, Kooijman AC. Clinical comparison of the optical performance of aspheric and spherical intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(1): 34-43.
- Yi F, Iskander DR, Collins M. Depth of focus and visual acuity with primary and secondary spherical aberration. *Vision Res* 2011; 51(14): 1648-58.
- Sergienko NM, Kondratenko YN, Tutchenko NN. Depth of focus in pseudophakic eyes. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2008; 246(11): 1623-7.
- Yeu E, Wang L, Koch DD. The effect of corneal wavefront aberrations on corneal pseudoaccommodation. *Am J Ophthalmol* 2012; 153(5): 972-81.
- Nio YK, Jansonius NM, Fidler V, Geraghty E, Norrby S, Kooijman AC. Spherical and irregular aberrations are important for the optimal performance of the human eye. *Ophthalmic Physiol Opt* 2002; 22(2): 103-12.
- Cheng H, Barnett JK, Vilupuru AS, Marsack JD, Kasthurirangan S, Applegate RA, Roorda A. A population study on changes in wave aberrations with accommodation. *J Vis* 2004; 4(4): 272-80.
- Cantú R, Rosales MA, Tepichín E, Curioca A, Montes V, Ramirez-Zavaleta JG. Objective quality of vision in presbyopic and non-presbyopic patients after pseudoaccommodative advanced surface ablation. *J Refract Surg* 2005; 21(5 suppl): S603-5.
- Benito A, Redondo M, Artal P. Laser in situ keratomileusis disrupts the aberration compensation mechanism of the human eye. *Am J Ophthalmol* 2009; 147(3): 424-31.
- Bottos KM, Leite MT, Aventura-Isidro M, Bernabe-Ko J, Wongpitoonpiya N, Ong-Camara NH, Purcell TL, Schanzlin DJ. Corneal asphericity and spherical aberration after refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(6): 1109-15.
- Llorente L, Barbero S, Merayo J, Marcos S. Total and corneal optical aberrations induced by laser in situ keratomileusis for hyperopia. *J Refract Surg* 2004; 20(3): 203-16.
- Zheleznyak L, Sabesan R, Oh JS, MacRae S, Yoon G. Modified monovision with spherical aberration to improve presbyopic through-focus visual performance. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2013; 54(5): 3157-65.
- Rocha KM, Vabre L, Chateau N, Krueger RR. Expanding depth of focus by modifying higher-order aberrations induced by an adaptive optics visual simulator. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(11): 1885-92.
- Reinstein DZ, Archer TJ, Gobbe M. LASIK for Myopic Astigmatism and Presbyopia Using Non-Linear Aspheric Micro-Monovision with the Carl Zeiss Meditec MEL 80 Platform. *J Refract Surg* 2011; 27(1): 23-37.
- Reinstein DZ, Archer TJ, Gobbe M. Perfil de Ablación Esférica en el tratamiento Corneal de la presbicia el Láser Excimer MEL-80 y el Módulo CRS Master Laser Blended Vision. Capítulo 11- Cirugía de la Presbicia. Alfonso. Aria Puente.
- Rocha KM, Soriano ES, Chamon W, Chalita MR, Nosé W. Spherical Aberration and Depth of Focus in Eyes Implanted with Aspheric and Spherical Intraocular Lenses A Prospective Randomized Study. *Ophthalmology* 2007; 114(11): 2050-4.
- Thornton SP. Restoring accommodation: what is real and what is pseudo? *J Cataract Refract Surg* 31(10): 1851-2.
- Miltiadis K, Tsilimbaris, Detorakis E, Kontadaki G. Cataract surgery and monodical intraocular lenses, refractive and presbyopia considerations chapter 17, Presbyopia origins, effects ad treatment. Ioannis Pallikaris, Sotiris Plainis, W. Neil Charman.
- Fernández EJ, Manzanera S, Piers P, Artal P. Adaptive Optics Visual Simulator. *J Refract Surg* 2002; 18(5): S634-S8.
- Piers PA, Manzanera S, Prieto PM, Gorceix N, Artal P. Use of adaptive optics to determine the optimal ocular spherical aberration. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33(10): 1721-6.
- Leray B, Cassagne M, Soler V, Villegas EA, Triozon C, Perez GM, Letsch J. Relationship between Induced Spherical Aberration and Depth of Focus after Hyperopic LASIK in Presbyopic Patients. American Academy of Ophthalmology 2014.
- Kim MJ, Zheleznyak L, Macrae S, Tchah H, Yoon G. Objective evaluation of through-focus optical performance of presbyopia correcting intraocular lenses using an optical bench system. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(7): 1305-12.
- Villegas EA, Alcón E, Mirabet S, Yago I, Marín JM, Artal P. Extended Depth of Focus With Induced Spherical Aberration in Light-Adjustable Intraocular Lenses. *Am J Ophthalmol* 2014; 157(1): 142-9.
- Schwartz DM, Sandstedt CA, Chang SH, Kornfield JA, Grubbs RH. Light-adjustable lens: development of in vitro nomograms. *Trans Am Ophthalmol Soc* 2004; 102: 67-72.
- Hayashi K, Yoshida M, Manabe S, Hayashi H. Optimal amount of anisometropia for pseudophakic monovision. *J Refract Surg* 2011; 27(5):332-8.
- Domínguez-Vicent A, Esteve-Taboada JJ, Del Águila-Carrasco AJ, Monsálvez-Romin D, Montés-Micó R. In vitro optical quality comparison of 2 trifocal intraocular lenses and 1 progressive multifocal intraocular lens *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(1): 138-47.

Anéis de tensão capsular, por rotina, em cirurgia de cristalino com implante de lentes premium: Sim ou não?

Manuel Tavares Correia¹ e Isabel Prieto²

1 - Hospital Narciso Ferreira - Irmandade Da Santa Casa Da Misericórdia De Riba De Ave, Portugal

2 - Hospital Prof. Dr. Fernando Fonseca EPE, Amadora, Portugal

INTRODUÇÃO

Os anéis de Tensão Capsular (ATC) são dispositivos médicos fabricados em polimetilmetacrilato (PMMA), em forma de anel aberto, fechado, ou apenas em forma de segmento de anel, com orifícios nas extremidades, com ou sem alterações para facilitar a sua sutura e que se destinam a serem introduzidos no saco capsular e aí deixados permanentemente, com várias finalidades. Os primeiros trabalhos publicados sobre o seu uso (Legler¹ e Nagamoto²) datam de 1994 e desde então tornaram-se uma ferramenta fundamental para a melhoria dos resultados da cirurgia da catarata, não só na facilitação do ato cirúrgico em casos de debilidade ou ausência setorial da zónula, bem como a longo prazo, por ajudarem a manter o complexo saco/lente centrado. Tal contribui para uma melhor qualidade visual, imprescindível no caso de lentes multifocais, em que um ligeiro descentramento das mesmas tem consequências desastrosas na qualidade visual que proporcionam ao doente. Também facilitam a sutura do complexo saco/lente à esclera, no caso de sub-luxação ou luxação do mesmo.

MECANISMOS DE AÇÃO

Neste capítulo apenas eram analisados os anéis abertos simples (convencionais), que são os que e podem utilizar de uma forma “profilática”, para manter a qualidade visual ao longo do tempo, no caso de implante de LIOs “premium”, para aferir se valerá ou não a pena implantar, por rotina, um anel de tensão capsular dentro de um saco saudável, aquando da cirurgia de cristalino cataratado. A sua forma e consistência fazem com que atue como mola dentro do saco capsular, distendendo-o e fazendo com que^{3,4}:

- 1- Aumente a força centrífuga da zónula;
- 2- Haja estabilização capsular durante a facoemulsificação;
- 3- Haja uma repartição de forças pelos 360° do saco capsular, muito útil em casos de debilidade ou ausência setorial de zónula (ex. miopia elevada, pseudoesfoliação, trauma);
- 4- A cápsula anterior se mantenha estirada, havendo estudos que indicam que o ATC inibe a migração de células epiteliais na capsula anterior e consequentemente o risco de contração e fimose capsulares (ex. pseudoesfoliação, retinite pigmentar);
- 5- A cápsula posterior se mantenha estirada, o que diminui a ocorrência de pregas, bem como a proliferação celular na sua superfície e consequentemente a sua opacificação (OCP)^{5,6,7};
- 6- Aumente a rigidez do saco, que aliada à repartição de forças nos 360°, faz com que haja menor probabilidade de *tilt* do complexo saco-lente, melhorando a centragem da lente intraocular (melhor qualidade visual, sobretudo em LIOs multifocais)¹⁰.

TÉCNICA DE IMPLANTE

Existem várias técnicas manuais, ou com auxílio de injetor, para implantar os ATCs. Porém a técnica a uma mão, com rotação do anel ao longo do equador do saco capsular, enquanto se implanta, provoca atrito sobre o mesmo, o que in-

duz alguma tração sobre a zónula, podendo romper as suas fibras, e se o saco não estiver bem preenchido com material visco cirúrgico e a cápsula tiver pregas, pode também perfurá-la e migrar para o vítreo, comprometendo a cirurgia.

Os ATCs podem ser implantados manualmente, por incisões inferiores a 1mm, (através da incisão principal, ou da paracentese) ou com auxílio de injetor, necessitando neste caso de incisões superiores a 1,8 mm.

De entre as várias técnicas descritas (Figura 1) para implantar ATCs, a preferencial consiste em introduzir o ATC com auxílio de injetor e a duas mãos, uma segura o injetor, que vai ser introduzido através da incisão principal e a outra segura um gancho, através da paracentese.

Assim que se começa a injetar o ATC, a ponta do gancho é introduzida no orifício distal deste (Figura 2) permanecendo junto à extremidade do injetor e segurando o anel, o que faz com que, à medida que este vai entrando na câmara anterior, se forme uma ansa, que se deve colocar por baixo da capsulorrexis (Figura 3).

Quando o ATC está quase todo implantado, liberta-se do gancho, com um pequeno movimento de fricção contra a ponta do injetor (Figura 4). Seguidamente, quando o orifício proximal do ATC aflora na ponta do injetor, liberta-se do êmbolo que o empurra, com a ajuda do gancho (Figura 5).

Desta forma, a primeira parte do anel a entrar para o saco capsular é a sua parte central e só depois as extremidades, o que evita a rotação e consequente fricção no equador do saco capsular, dando um maior grau de certeza de que está implantado o local adequado.



Figura 1 ATC como sai da embalagem. É necessário recolhê-lo no injetor, para se implantar.

Figura 2 Introdução do gancho no orifício distal do ATC. Note-se a posição lateralizada da ponta do injetor e não no centro da rexis.

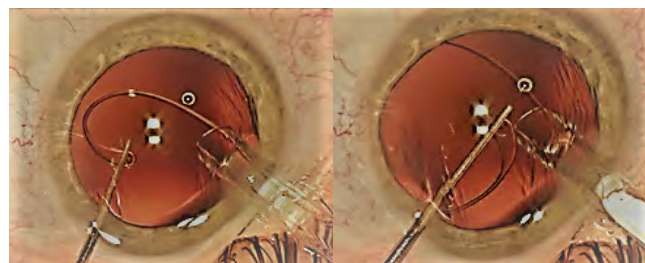


Figura 3 À medida que é implantado, forma-se uma ansa.

Figura 4 Liberta-se a extremidade distal do ATC, friccionando-o na extremidade do injetor.

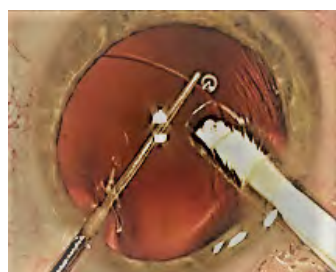


Figura 5 Finalmente liberta-se a extremidade proximal do ATC, controladamente, pelo gancho.

Deve implantar-se um anel de tamanho adequado ao saco. Assim a Morcher, fabricante de ATCs, propõe que se escolha o ATC de acordo com a distância Branco a Branco, ou com o comprimento axial do olho, conforme esquemas abaixo:

Tabela 1. ATC a implantar de acordo com branco/branco do olho.

Tipo	Expandido	Comprimido	branco/branco
14	12,3 mm	To 10,0 mm	< 11 mm
14A	14,5 mm	To 12,0 mm	> 12,5 mm
14C	13,0 mm	To 11,0 mm	11-12,5 mm

Tabela 2. ATC a implantar de acordo com o comprimento axial do olho.

Tipo	Expandido	Compressível	Comprimento axial do Bulbus
14	12,3 mm	To 10,0 mm	< 24 mm
14A	14,5 mm	To 12,0 mm	> 28 mm
14C	13,0 mm	To 11,0 mm	24-28 mm

CONTRAINDICAÇÕES AO IMPLANTE DE ATC

Os ATCs estão contraindicados no caso de³:

- 1- Capsulorrexis incompleta, por perigo de extensão da rotura radial para a capsula posterior;
- 2- Rotura de cápsula posterior, por possibilidade de aumento da rotura, ou luxação para a cavidade vítrea;
- 3- Olhos pequenos, com ângulos camerulares estreitos, por poderem provocar um encerramento do angulo e consequente glaucoma agudo;
- 4- Uso de lentes em prato, sem fenestrações, por poderem provocar uma luxação da LIO para a câmara anterior;
- 5- Extrema debilidade zonular, com mobilidade excessiva do saco, por risco de luxação para a câmara vítrea, podendo esta possibilidade ser menos provável se o implante for executado usando a técnica descrita anteriormente.

DISCUSSÃO

Apenas deveremos utilizar uma técnica se as vantagens apresentadas forem muito superiores às desvantagens. Em relação à utilização de anel de tensão capsular na cirurgia de cristali-

no, com implante de “LIOs Premium” as vantagens são:

O que se ganha?

Uma maior previsibilidade posicional da LIO, tendo em atenção que pode haver hipocorreção de cerca de 0,50D, pois a LIO tem tendência a assumir uma posição mais posterior¹²;

Uma menor probabilidade de contração capsular anterior⁴;

Uma menor proliferação celular na cápsula posterior e consequentemente menor necessidade de capsulotomia YAG Laser^{5,6,7};

Uma menor possibilidade de pregas na cápsula posterior, com a respetiva implicação na qualidade visual^{5,6,7};

Maior facilidade de troca de LIO, no caso de necessidade (erro biométrico, inadaptação à multifocalidade, entre outros) ou de reposicionamento desta dentro do saco (lentes tóricas fora do eixo pretendido);

Maior facilidade de reposicionamento do complexo LIO/saco, através de sutura, no caso de descentramento por sub-luxação/luxação³.

O que se perde:

Mau posicionamento, (podendo provocar desde descentramento ou inclinação da LIO até Síndrome UGH), rotura de cápsula posterior ou “fuga” na capsulorrexis, por má técnica cirúrgica;

Aumento do tempo cirúrgico;

Custo do anel.

CONCLUSÃO

Com a técnica adequada, o implante de um anel de tensão capsular dentro do saco capsular é muito seguro.

As vantagens do seu uso em casos de rotina, não são absolutas pois não é totalmente eficaz na prevenção de complicações pós operatórias^{8,9,11}.

Contudo, como o seu preço não é elevado e como tem influência positiva na diminuição das complicações pós operatórias, somos de opinião que é uma mais valia e deve ser usado por rotina, pelo menos nos casos de implante de “LIOs premium”, em que pequenos pormenores, nomeadamente os referentes a descentramentos, podem ter uma enorme repercussão na qualidade visual dos pacientes.

Pode haver necessidade de aferir a biometria, no caso de implante de ATC, pois a posição efetiva da LIO poderá ficar um pouco mais posterior, o que hipocorrege o olho¹².

REFERÊNCIAS

1. Legler UF, Witschel BM. The capsular ring: A new device for complicated cataract surgery. German J Ophthalmol 1994; 3: 265
2. Nagamoto T, Bissen-Miyajima H. A ring to support the capsular bag after continuous curvilinear capsulorhexis. J Cataract Refract Surg 1994; 20(4): 417-20.
3. Moreno-Montañés J, Caire JM. Anillos endosaculares en la cirugía de cataratas. Madrid: Sociedad Espanola de de Oftalmologia 2008; 518-28.
4. David Andreu Andreu. Anillos de tensión capsular: Cómo, cuándo y posibles complicaciones. Monografía SECOIR nº 18, 2017; 207-15.
5. Hara T, Hara T, Hara T. Preventing posterior capsular opacification with an endocapsular equator ring in a young human eye: 2-year follow-up. Arch Ophthalmol 2007; 125(4): 483-6.
6. Menapace R, Sacu S, Georgopoulos M, Findl O, Rainer G, Nishi O. Efficacy and safety of capsular bending ring implantation to prevent posterior capsule opacification: Three-year results of a randomized clinical trial. J Cataract Refract Surg 2008; 34(8): 1318-28.
7. Kim JH, Kim H, Joo CK. The effect of capsular tension ring on posterior capsular opacity in cataract surgery. Korean J Ophthalmol 2005; 19(1): 23-8.

8. Scherer M, Bertelmann E, Rieck P. Late spontaneous in-the-bag intraocular lens and capsular tension ring dislocation in pseudoexfoliation syndrome. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32(4): 672-5.
9. Ahmed IIK, Chen SH, Kranemann C, Wong DT. Surgical repositioning of dislocated capsular tension rings. *Ophthalmology* 2005; 112(10): 1725-33.
10. Lee DH, Shin SC, Joo CK. Effect of the capsular tension ring on intraocular lens decentration and tilting after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28(5): 843-6.
11. Oner FH, Kocak N, Saatci AO. Dislocation of the capsular bag with intraocular lens and capsular tension ring. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32(10): 1756-8.
12. Park HJ, Lee H, Kim do W, Kim EK, Seo KY, Kim TI. Effect of Co-Implantation of a Capsular Tension Ring on Clinical Outcomes after Cataract Surgery with Monofocal Intraocular Lens Implantation. *Yonsei Med J* 2016; 57(5): 1236-42.

O papel do FEMTO na cirurgia da presbiopia

Ramiro M. Salgado
Hospital Santo António, Hospital da Luz Arrábida, Porto, Portugal
Hospital da Luz Arrábida, Porto, Portugal

INTRODUÇÃO

O laser de femtosegundo (LFS) para uso em Oftalmologia remonta a 2001¹, inicialmente para procedimentos a nível da córnea, como a criação de lenticulo corneano no LASIK, substituindo o microqueratômico mecânico. O *rationale* subjacente à utilização deste laser reside na possibilidade de produzir cortes tecidulares com elevada precisão, minimizando efeitos tecidulares colaterais.

O princípio físico é a produção de pulsos de curta duração (na ordem do 10^{-15} s, ou seja, do femtosegundo -unidade SI) associando baixa energia por pulso e elevada frequência, criando uma onda de plasma e fotodisrupção no tecido alvo.

A utilização do laser de femtosegundo no âmbito da cirurgia da presbiopia é relativamente recente e envolve duas vertentes, essencialmente: procedimentos refrativos *assistidos* por LFS e procedimentos refrativos *produzidos* (diretamente) pelo LFS; distinguindo-se ainda, quanto ao tecido-alvo: o plano corneano e o plano lenticular.

INDICAÇÕES

Técnicas Corneanas

Procedimentos produzidos por LFS

O laser de femtosegundo foi proposto para produzir diretamente na córnea um perfil multifocal. A técnica IntraCOR² (LFS Victus, B&L) consiste em produzir uma série de anéis concêntricos intraestromais, sem criação de margem ou interface com previsível menor incidência de complicações relacionadas (infecção, crescimento epitelial, entre outros). Os trabalhos publicados com maior retorno (*follow-up*) evidenciam perda de eficácia com o tempo, sendo necessário realizar retratamentos. Estes mesmos trabalhos reportam diminuição da acuidade visual corrigida para longe, com índices de qualidade de visão alterados, comprometendo a satisfação final dos doentes^{3,4}.

Procedimentos assistidos por LFS

Na realização do PresbyLasik, à semelhança do LASIK, o laser de femtosegundo é utilizado para criação do lenticulo corneano (*flap*), no passo inicial da técnica⁵. O benefício do uso do LFS em relação ao microqueratômico reside na possibilidade de um corte mais personalizado (através da escolha de vários parâmetros, como a espessura e dimensões do *flap*) e de maior precisão deste passo inicial, associados a menor incidência de stress imposto ao olho do doente, dado

utilizar níveis de vácuo substancialmente inferiores ao do uso do microqueratômico convencional. A nível de complicações, são descritas taxas inferiores de incidência de eventos relacionados com o lenticulo, como sejam o *button-hole* e *free cap*. Também referido na literatura, a recuperação funcional é mais rápida, sendo também menor a incidência de sintomas de desconforto por parte dos doentes, quer relativamente ao procedimento operatório, quer relativamente ao desconforto pós-operatório^{6,7}.

O laser de femtosegundo é utilizado também, a nível corneano, para realizar o *pocket* para colocação de implantes (*inlays*) corneanos de presbiopia. Atualmente, existem três implantes comercializados (com diferentes mecanismos para produzir melhoria da acuidade visual de perto): Raindrop (hiperprolaticidade), Flexivue (multifocalidade) e Kamra (efeito estenopeico) (Figura 1). Para todos eles, é necessário a criação de um *pocket* intraestromal e túnel de acesso respetivo, constituindo o laser de femtosegundo uma mais valia, graças à sua maior precisão, reprodutibilidade e segurança⁸.

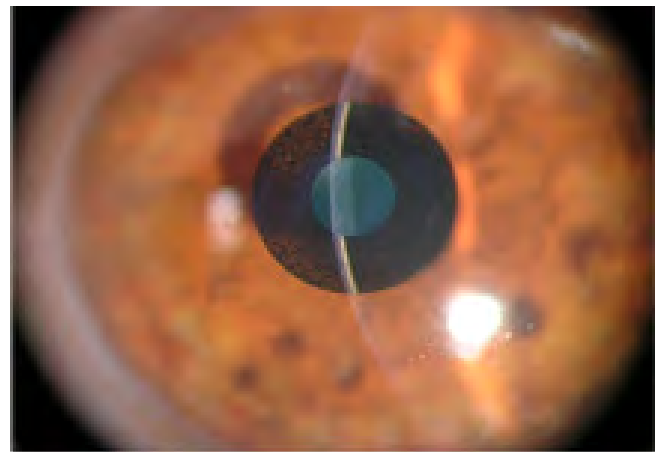


Figura 1 – Implante Kamra

Técnicas Lenticulares

Procedimentos produzidos por LFS

A lentotomia refrativa foi inicialmente proposta e descrita por Lubatschowski⁹ em 2009, utilizando a fotodisrupção não-linear para produzir um padrão de microincisões no interior do cristalino. Estas estruturas 3-D permitem criar planos deslizantes intralenticulares, com o objetivo de regenerar a acomodação dinâmica. Em

experiências *in vitro* realizadas em olhos humanos dadores de diversas idades, um aumento da espessura central (até 100µm) associado a uma diminuição do diâmetro equatorial do cristalino, foi observado um aumento da flexibilidade lenticular (valor médio de 16% no teste de spinning Fisher), enquanto que em experiências *in vivo* com olhos de coelho, não foi registado aparecimento de catarata com *follow-up* até 1 ano.

Recentemente, o projeto IKARUS desenvolveu um laser de femtosegundo para produzir um padrão de incisões intralenticulares específico, com 2 cilindros concêntricos axiais e 12 incisões radiais. No seguimento deste projeto, o Instituto Laser Zentrum Hannover (LZH, Alemanha) encontra-se a desenvolver um modelo virtual de monitorização do impacto das incisões através de traçado de raios (*RayFEye: Ray tracing in ophthalmic finite element models for predicting of visual acuity enhancement*) e medições de frente de onda (*wavefront*), no sentido de determinar a previsibilidade do procedimento e estabelecer a sua personalização¹⁰.

Procedimentos assistidos por LFS

A utilização do laser de femtosegundo na cirurgia da catarata (cristalino) assenta na expectativa de maior eficácia e segurança na realização de passos relevantes inerentes à técnica. Assim, capsulotomia, facofragmentação e incisões corneanas (passos tradicionalmente associados à técnica *standard* da facoemulsificação), têm surgido sequencialmente do ponto de vista histórico no cenário do uso do LFS. Diversos aparelhos de LFS têm surgido no mercado com este fim, desde o aparecimento do LenSx (Alcon) em 2008, existindo atualmente mais

quatro: Catalys (Abbott Medical Optics), LensAR (LensARInc, Orlando, Florida), Victus (Technolas Perfect Vision/Bausch & Lomb, Rochester, New York), e Femto LDV (Ziemer Ophthalmic Systems AG). Trata-se de lasers de estado sólido que têm em comum um: meio de acoplamento ao olho (*docking*), um sistema de imagem integrado e um método de aplicação do laser; variam entre eles, quanto à versatilidade, tipo de *docking*, velocidade de ação, e outros parâmetros como a portabilidade (Tabela 1).

De forma distintiva, estes aparelhos dividem-se em dois grupos, quanto ao nível de energia e frequência dos pulsos: um grupo em que são produzidos pulsos de baixa energia (na escala dos nJ) e elevada frequência (MHz) a que pertence o Ziemer LDV, e outro grupo em que os pulsos têm energia mais elevada (µJ) e frequência mais baixa (KHz), no qual todos os outros aparelhos estão incluídos. A diferença entre os dois grupos na produção do pulso reside no fato do Ziemer LDV utilizar um processo de amplificação do pulso (patenteado, não divulgado) diferente do utilizado pelos aparelhos dos outros grupos, que recorrem a um fenómeno designado por CPA¹¹ (*chirped pulse amplification*), na criação do pulso final a aplicar nos tecidos.

Assim, o perfil de atuação é diferente, no sentido em que o efeito de fotodisrupção e associada onda de choque sobre tecidos vizinhos do alvo é menor no primeiro grupo (Ziemer), assentando mais no efeito de ablação por plasma no tecido alvo (associando maior frequência de pulsos sobre esse mesmo tecido). No outro grupo, o efeito mecânico da fotodisrupção (aplicado pelas bolhas em expansão) é maior proporcionalmente, sendo

Tabela 1 – Plataformas atuais de LFS para cirurgia de catarata

Plataforma	LenSx	LensAR	Catalys	Victus	FemtoLDV Z
Empresa	Alcon	Lensar, Inc.	Abbott/Optimedica	B&L/Technolas	Ziemer
Sistema de imagem	3D OCT	3D Scheimpflug	3D OCT	OCT de alto contraste	OCT
<i>Docking</i>	Aplanação com lente de contato	Interface líquida sem aplanação	Interface líquida sem aplanação	Aplanação com lente de contato	Interface líquida sem aplanação
Frequência de pulso	50 KHz	80 KHz	120 KHz	160KHz	1-2 MHz
Energia por Pulso (ordem de grandeza)	µJ	µJ	µJ	µJ	nJ
Procedimentos (associados a cirurgia do cristalino)	Incisões corneanas Capsulotomia Facofragmentação (segmentação; concêntrica)	Incisões corneanas Capsulotomia Facofragmentação (concêntrica; radial)	Incisões corneanas Capsulotomia Facofragmentação (grelha; radial)	Incisões corneanas Capsulotomia Facofragmentação (concêntrica; radial)	Incisões corneanas Capsulotomia Facofragmentação (radial)
Portabilidade	Não	Não	Não	Não	Sim

que, em relação à produção do lenticulo corneano no Femto-LASIK, não há diferenças significativas entre os dois grupos¹².

Quanto à técnica base do uso do LFS na cirurgia da catarata (cristalino) propriamente dita, e ressaltando-se particularidades entre os vários aparelhos, existem quatro procedimentos sequenciais: planeamento, acoplamento, visualização e personalização (sendo fundamental a possibilidade de observar *in vivo* o cristalino e outras estruturas oculares - Figura 2) e tratamento.

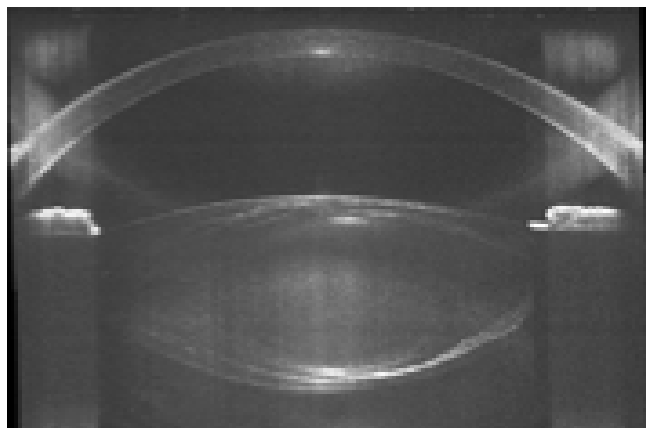


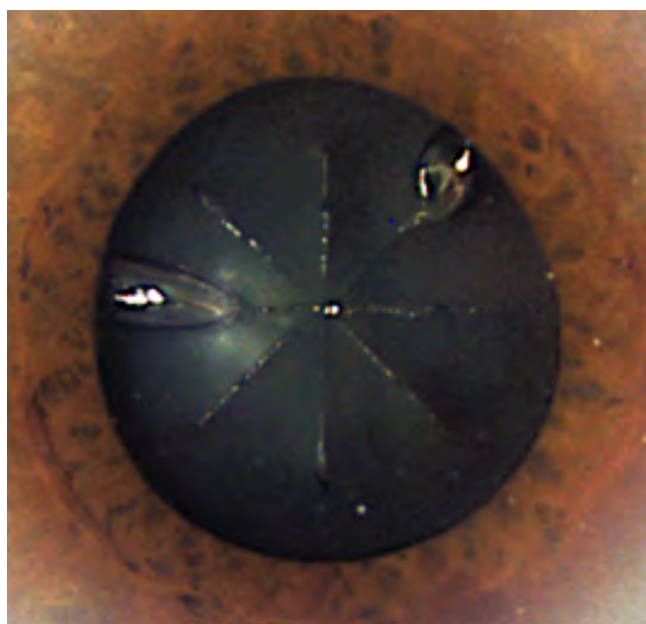
Figura 2 – Imagem de OCT, cortesia da Ziemer

A utilização do LFS na cirurgia da catarata (FLACS) remonta a 2008 (Nagy)¹³, e envolveu inicialmente a produção da capsulotomia, passo fundamental da técnica de remoção da catarata associada à facoemulsificação. Muitos estudos evidenciam uma maior precisão da capsulotomia realizada por LFS, favorecendo uma melhor qualidade óptica, com maior estabilidade da lente intraocular no saco capsular, resultando em menor incidência de inclinação (*tilting*) e descentramento da lente. O centramento é particularmente relevante para lentes *premium*, como é o caso da correção da presbiopia, com lentes intraoculares de alta performance: multifocais, EDOF (*enhanced depth of focus*), CTF (*continuous transitional focus*), entre outros^{14,15}.

A personalização, automatização e precisão associadas ao LFS teoricamente aumentariam a eficácia, previsibilidade e segurança deste procedimento. Se, em relação aos dois primeiros índices, se verifica tal evidência¹⁶, em relação à segurança, diversos trabalhos publicados^{17,18} apontam para um número igual ou superior de complicações relacionadas com o uso do LFS quando comparado com a técnica clássica da facoemulsificação (capsuloréxis realizada manualmente). Os estudos realizados até à data, não incluem casuística de relevo com o Ziemer LDV. Este aparelho, como referido previamente, produz pulsos de baixa energia e elevada frequência (ao invés dos outros aparelhos de LFS) e, no caso concreto da capsulotomia é observável à microscopia eletrónica uma aparente maior regularidade da margem da capsulotomia. Tal facto poderá estar associado a uma considerável menor incidência de complicações relacionadas com a

capsulotomia tradicionalmente associadas à maioria dos aparelhos de LFS, sendo reportada preliminarmente¹⁹ por pequenos grupos de utilizadores deste aparelho uma incidência quase nula de complicações relacionadas com este passo.

Um outro passo, mais recentemente introduzido, é o da facofragmentação (Figura 3), sendo que, neste caso, o LFS, ao produzir incisões no cristalino, de forma personalizada (profundidade, dimensões, padrão), permite reduzir o uso de ultrassons (energia total e tempo efetivo). As maiores vantagens são menor dano endotelial, menor tempo de intervenção, bem como reduzida manipulação, relevantes não só em casos de instabilidade zonular, cataratas evoluídas, patologias endoteliais, entre outros, como no caso da cirurgia refrativa do cristalino na presbiopia, em que o carácter eminentemente eletivo do procedimento requer o



menor dano possível (dada a relação risco/benefício)^{20,21}.
Figura 3 – Facofragmentação segundo padrão radial

O contributo do LFS na cirurgia da catarata (cristalino) inclui também a realização de incisões corneanas personalizáveis, associada a facoemulsificação co-axial ou micro-incisional (MICS)²², com benefício ao nível das aberrações de alta ordem²³, do grau de astigmatismo induzido e consequente melhoria dos índices refrativos de segurança e eficácia em cirurgia *premium*.

Relativamente a outras complicações intraoperatórias descritas na literatura com o uso do LFS, como maior incidência de miose²⁴, descrita como um evento clássico associado ao uso do LFS, não é reportado significativamente com o uso do Ziemer LDV²⁵. De igual forma, os requerimentos de tempo para realizar a aspiração de massas corticais, também descrita²⁶ como mais morosa após a aplicação do LFS no grupo que utiliza pulsos mais energéticos e menor frequência, não sofrem alteração com o Ziemer LDV²⁵ (pulsos com

menor energia). Comum a estas duas complicações (miose e “bloqueio de córtex”) é a sua incidência ser estatisticamente mais significativa no grupo de aparelhos de pulso mais energético e menor frequência. De forma significativa, a fluídica indispensável à técnica da facoemulsificação é reduzida com o uso do LFS, já que o passo de facofragmentação realizado pelo laser dispensa o uso de fluídos intraoculares. É conhecido o efeito da hidratação do vítreo consequente à cirurgia da facoemulsificação (devido à sobrehidratação), associando, segundo alguns autores²⁷, um risco independente de sinérese vítrea e inclusive de descolamento de retina regmatogéneo, com sintomas praticamente universais, relatados por alguns doentes, de fenómenos entópticos, como miodesópsias, (frequentemente desvalorizados na prática clínica). Se atentarmos à faixa etária, hoje em dia, dos doentes candidatos a cirurgia refrativa do cristalino, e em particular os presbitas, constatamos que a idade média do candidato é relativamente menor do que há alguns anos atrás, apresentando o vítreo destes doentes características elásticas e de adesividade diferentes de doentes mais velhos, comportando um maior risco de complicações retinianas²⁸. Igualmente de forma relevante, independentemente do risco retiniano, a presença de miodesópsias por um lado interfere com a qualidade óptica final do procedimento (eletivo, *ab initio*) e por outro lado é muitas vezes uma queixa, por parte do doente, de maior desconforto do que os fenómenos fóticos, muitas vezes associados à implantação de lentes de correção de presbiopia (como por ex. lentes multifocais)

Relativamente aos resultados refrativos, como a melhor acuidade visual corrigida, os trabalhos publicados apontam para resultados similares entre a CPE (facoemulsificação) e o FLACS^{29,30}, sendo que a literatura é omissa quanto à comparação da facoemulsificação e cirurgia de cristalino com LFS no contexto de correção de presbiopia especificamente. Tal facto importa salientar, já que parâmetros de eficácia (como acuidade visual a várias distâncias), deverão ser também avaliados. Por outro lado, em vários trabalhos como os referidos acima entre CPE e FLACS, existe diferença significativa entre a qualidade óptica e aberrações internas, com vantagem para o FLACS^{31,32,33,34}.

COMENTÁRIOS

O uso do laser de femtosegundo na cirurgia da presbiopia, e em particular, na cirurgia do cristalino com implantação de lentes *premium* com esse fim (multifocais, EDOF, CTF, entre outras), apresenta atualmente pontos de controvérsia.

Alguma indefinição quanto às implicações financeiras e logísticas (de espaço e de tempo) têm de ser incluídas na perspectiva de uma cirurgia *premium*, com o imperativo de otimizar (quer por aumento de precisão, segurança e reprodutibilidade) um procedimento que é, *ab initio*, eletivo. A força motriz que condicionará a escolha do uso do LFS neste procedimento reside, em primeira e última instância, na demonstração da evidência de que, nos vários parâmetros relevantes (eficácia e segurança) o uso

do LFS oferece vantagens em relação à facoemulsificação tradicional, decorrendo dessa evidência clínica também a otimização financeira (lei de mercado, à semelhança do ocorrido ao nível de outras técnicas, como o laser Excimer e a transição para o Femto-LASIK).

Neste sentido é de primordial relevância, mais se tratando de uma tecnologia em desenvolvimento (como é manifestado pelos diferentes perfis de atuação dos aparelhos, quanto à energia e frequência do pulso de LFS), avaliar de forma abrangente e idónea, todos os aparelhos disponíveis no mercado. Neste aspeto particular, constata-se que as diversas publicações de revisão, não têm (por motivos a esclarecer, provavelmente relacionados com menor casuística, e eventualmente menor impacto ou divulgação da marca) incluído resultados com aparelhos de baixa energia de pulso e alta frequência como o Ziemer LDV.

REFERÊNCIAS

1. Ratkay-Traub I, Ferincz I, Juhasz T, Kurtz RM, Krueger RR. First clinical results with the femtosecond neodymium-glass laser in refractive surgery. *J Refract Surg* 2003; 19(2): 94-103.
2. Holzer MP, Mannsfeld A, Ehmer A, Auffarth GU. Early outcomes of INTRACOR femtosecond laser treatment for presbyopia. *J Refract Surg* 2009; 25(10): 855-61.
3. Thomas BC, Fitting A, Khoramnia R, Rabsilber TM, Auffarth GU, Holzer MP. Long-term outcomes of intrastromal femtosecond laser presbyopia correction: 3-year results. *Br J Ophthalmol* 2016; 100(11): 1536-41.
4. Khoramnia R, Fitting A, Rabsilber TM, Thomas BC, Auffarth GU, Holzer MP. Intrastromal femtosecond laser surgical compensation of presbyopia with six intrastromal ring cuts: 3-year results. *Br J Ophthalmol* 2015; 99(2): 170-6.
5. Vastardis I, Pajic-Eggspühler B, Müller J, Cvejic Z, Pajic B. Femtosecond laser-assisted in situ keratomileusis multifocal ablation profile using a mini-monovision approach for presbyopic patients with hyperopia. *Clin Ophthalmol* 2016 14; 10: 1245-56.
6. Kymionis GD, Kankariya VP, Plaka AD, Reinstein DZ. Femtosecond laser technology in corneal refractive surgery: a review. *J Refract Surg* 2012; 28(12): 912-20.
7. Juhasz T, Loesel FH, Horvath C, Bille JF, Mourou G. Corneal refractive surgery with femtosecond lasers. *IEEE J Sel Top Quantum Electron* 1999; 5: 902-10.
8. Callou TP, Garcia R, Mukai A, Giacomini NT, de Souza RG, Bechara SJ. Advances in femtosecond laser technology. *Clin Ophthalmol* 2016; 10: 697-703.
9. Lubatschowski H, Schumacher S, Fromm M, Wegener A, Hoffmann H, Oberheide U, Gerten G. Femtosecond lentotomy: generating gliding planes inside the crystalline lens to regain accommodation ability. *J Biophotonics*. 2010; 3(5-6): 265-8.
10. Schumacher S, Oberheide U. Femtosecond Lentotomy: A Prospect for a Treatment to Regain the Accommodation Ability, *Ultrashort Pulse Laser Technology*, Springer 2015, series SSOS; 195: 285-309.
11. D. Strickland and G. Mourou. Compression of amplified chirped optical pulse. *Opt. Commun.* 1985(3); 56: 219-21.
12. Lubatschowski H. Overview of commercially available femtosecond lasers in refractive surgery. *J Refractive Surg* 2008; 24(1): 102-7.
13. Nagy Z, Takacs A, Filkorn T, Sarayba M. Initial clinical evaluation of an intraocular femtosecond laser in cataract surgery. *J Refractive Surg* 2009; 25(12): 1053-60.
14. Friedman N, Palanker D, Schuele G, Andersen D, Marcellino G, Seibel BS, Batlle J, Feliz R, Talamo JH, Blumenkranz MS, Culbertson WW. Femtosecond laser capsulotomy. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(7):

- 1189–98.
15. Reddy KP, Kandulla J, Auffarth GU. Effectiveness and safety of femtosecond laser-assisted lens fragmentation and anterior capsulotomy versus the manual technique in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(9): 1297-306.
 16. Qian D, Guo H, Jin S, Zhang HY, Li YC. Femtosecond laser capsulotomy versus manual capsulotomy: a Meta-analysis. *Int J Ophthalmol* 2016; 9(3): 453–8.
 17. Manning S, Barry P, Henry Y, Rosen P, Stenevi U, Lundström M. Femtosecond laser-assisted cataract surgery versus standard phacoemulsification cataract surgery: Study from the European Registry of Quality Outcomes for Cataract and Refractive Surgery. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42 (12): 1779–90.
 18. Chen X, Chen K, He J, Yao K. Comparing the Curative Effect between Femtosecond Laser-Assisted Cataract Surgery and Conventional Phacoemulsification Surgery: A Meta-Analysis. *PLoS One* 2016; 11(3): e0152088.
 19. Pajic B, Vastardis I, Gatziofias Z, Pajic-Eggspuehler B. First experience with the new high-frequency femtosecond laser system (LDV Z8) for cataract surgery. *Clinical Ophthalmol* 2014; 8: 2485–9.
 20. Ye Z, Li Z, He S. A Meta-Analysis Comparing Postoperative Complications and Outcomes of Femtosecond Laser-Assisted Cataract Surgery versus Conventional Phacoemulsification for Cataract. *J Ophthalmol*. 2017; 2017: 3849152.
 21. Hatch KM, Schultz T, Talamo JH, Dick HB. Femtosecond laser-assisted compared with standard cataract surgery for removal of advanced cataracts. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(9): 1833-8.
 22. Alió JL, Soria F, Abdou AA. Femtosecond laser assisted cataract surgery followed by coaxial phacoemulsification or microincisional cataract surgery: differences and advantages *Curr Opin Ophthalmol* 2014; 25(1): 81-8.
 23. Alió JL, Abdou AA, Soria F, Javaloy J, Fernández-Buenaga R, Nagy ZZ, Filkorn T. Femtosecond laser cataract incision morphology and corneal higher-order aberration analysis. *J Refract Surg* 2013; 29(9): 590-5.
 24. Nagy Z, Takacs A, Filkorn T, Kránitz K, Gyenes A, Juhász É, Sándor GL, Kovacs I, Juhász T, Slade S. Complications of femtosecond laser-assisted cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40 (1): 20–8.
 25. Pajic B, Cvejic Z, Pajic-Eggspuehler B. Cataract Surgery Performed by High Frequency LDV Z8 Femtosecond Laser: Safety, Efficacy, and Its Physical Properties. *Sensors (Basel)* 2017 Jun; 17(6): E1429.
 26. Roberts T, Sutton G, Lawless M, Jindal-Bali S, Hodge C. Capsular block syndrome associated with femtosecond laser-assisted cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37 (11): 2068–70.
 27. Bjerrum SS, Mikkelsen KL, and La Cour M. Risk of pseudophakic retinal detachment in 202 226 patients using the fellow nonoperated eye as reference. *Ophthalmology* 2013; 120: 2573–9.
 28. Olsen T, Jeppesen P. The incidence of retinal detachment after cataract surgery. *Open Ophthalmol J* 2012; 6: 79–82.
 29. Popovic M, Campos-Möller X, Schlenker MB, Ahmed II. Efficacy and Safety of Femtosecond Laser-Assisted Cataract Surgery Compared with Manual Cataract Surgery: A Meta-Analysis of 14 567 Eyes. *Ophthalmology* 2016; 123(10): 2113-26.
 30. Day AC, Gore DM, Bunce C, Evans JR. Laser-assisted cataract surgery versus standard ultrasound phacoemulsification cataract surgery. *Cochrane Database Syst Rev*. 2016 8; 7: CD010735.
 31. Alió JL, Abdou AA, Puente AA, Zato MA, Nagy Z. Femtosecond laser cataract surgery: updates on technologies and outcomes. *J Refract Surg* 2014 Jun; 30(6): 420-7.
 32. Grewal DS, Schultz T, Basti S, Dick HB. Femtosecond laser-assisted cataract surgery-current status and future directions. *Surv Ophthalmol* 2016; 61(2): 103-31.
 33. Dick HB, Schultz T. A Review of Laser-Assisted Versus Traditional Phacoemulsification Cataract Surgery. *Ophthalmol Ther* 2017; 6(1): 7-18.
 34. Conrad-Hengerer I, Al Sheikh M, Hengerer FH, Schultz T, Dick HB. Comparison of visual recovery and refractive stability between femtosecond laser-assisted cataract surgery and standard phacoemulsification: six-month follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(7): 1356-64.

Aberrometria intra-operatória

Joaquim Murta^{1,2,3}, Miguel Raimundo^{1,2}, Andreia Rosa^{1,2,3} e Maria João Quadrado^{1,2,3}

1 - Centro de Responsabilidade Integrado em Oftalmologia (CRIO), Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra (CHUC), Coimbra, Portugal.

2 - Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra (FMUC), Coimbra, Portugal

3 - Unidade de Oftalmologia de Coimbra (UOC) - IDEALMED, Coimbra, Portugal.

INTRODUÇÃO

Paralelamente às evoluções notáveis que continuam a ocorrer no domínio da biometria pré-operatória, com novos aparelhos de medição e fórmulas de cálculo da potência esférica e cilíndrica da lente intraocular (LIO), a aberrometria intra-operatória surge como uma nova ferramenta com o enorme potencial de aumentar a precisão e previsibilidade do componente refrativo da cirurgia de catarata.

FUNDAMENTOS E FUNCIONAMENTO

A análise de frente de onda consiste no estudo da distorção da luz através de um sistema óptico. A diferença entre a frente de onda teórica num sistema livre de aberrações e a frente de onda real (observada num sistema óptico como o olho humano) define a frente de onda aberrada, uma superfície que pode ser matematicamente caracterizada com a definição de aberrações de baixa (como a miopia, hipermetropia e astigmatismo regular) e alta ordem.

Os dispositivos de análise de frente de onda estão já integrados na prática clínica regular no âmbito da cirurgia refrativa corneana por laser. Estes aparelhos aplicam análise de frente de onda com base na interferometria de Hartmann-Shack. Embora muito precisa, esta tecnologia é de miniaturização difícil pelo que a sua incorporação num microscópio operatório é difícil¹ e nenhum aberrómetro intra-operatório comercialmente disponível utiliza esta tecnologia.

Paralelamente, o primeiro sistema de aberrometria intra-operatória comercialmente existente (ORATM, Alcon) (Figuras 1 e 2) usa a interferometria de Talbot-Moiré que, de forma simples, processa a frente de onda refletida pela análise da dispersão (*fringe pattern*) da luz refletida quando passa por um par de filtros (*gratings*) do dispositivo^{1,2}. Esta tecnologia permite criar um dispositivo pequeno e capaz de efetuar medições rápidas, de ser incorporado em qualquer microscópio operatório e permitindo a avaliação da grande maioria das LIOs existentes no mercado.



Figura 1 - Aberrómetro ORATM, Alcon montado no microscópio operatório e Monitor Operatório com as 3 câmaras de visualização



Figura 2 - Câmaras de visualização durante um exame (wide field, refração e focagem)

O segundo dispositivo comercialmente disponível para a realização de aberrometria intra-operatória (HOLOS IntraOp, Clarity) (Figuras 3) usa a tecnologia de análise sequencial de frente de onda através da interação entre a frente de onda refletida, um espelho rotativo (MEMS, *microelectromechanical mirror system*) e um detetor fotovoltaico com alta resolução espacial^{3,4}. Por oposição à interferometria de Hartmann-Shack e Talbot-Moiré, esta tecnologia dispensa o uso de um sensor fotográfico, pelo que a medição é mais rápida e pode ser feita de forma contínua durante a cirurgia. Com ambos estes dispositivos é possível realizar aberrometria (e consequentemente refração) durante a cirurgia, quer em afaquia quer em pseudofaquia, informação esta que é incorporada para a escolha e confirmação do poder esférico e cilíndrico da LIO, bem como da sua orientação no caso das LIOs tóricas.



Figura 3 - Aberrómetro Holo IntraOp, Clarity montado no microscópio operatório e Monitor Operatório

O primeiro dispositivo comercialmente existente (ORA™, exemplo de funcionamento nas Figuras 4-8) permite, de acordo com a informação disponibilizada pelo fabricante, medições entre -5D a +20D, com uma margem de erro esférico e cilíndrico inferior a 0,25D e 0,2D, respetivamente, uma precisão de eixo de aproximadamente 4º e um tempo de medição inferior a 2 segundos. A obtenção de uma medição confiável e reprodutível depende de vários factores, técnicos e clínicos. A câmara anterior e a cápsula devem estar integralmente limpas e livres de restos corticais, o segmento anterior integralmente preenchido pela mesma substância (para obter uma meio refrativo homogéneo, BSS ou viscoelástico coesivo), as incisões estanques mas não excessivamente hidratadas, o filme lacrimal reposto, a pressão intraocular, medida com tonómetro de Barraquer, nos 21 mmHg e não deve haver tração pelo blefarostato ou campo cirúrgico, de modo a não influenciar os resultados. A qualidade da medição depende também de critérios clínicos, nomeadamente os que dizem respeito à capacidade de fixação estável durante a medição, podendo ser utilizada igualmente em doentes sujeitos a bloqueio peri ou retrobulbar bem como a sedação anestésica, e à transparência de meios. Assim, e a título de exemplo, não são bons candidatos ao uso da aberrometria intra-operatória doentes com patologia retiniana progressiva, diminuição da transparência corneana (por exemplo distrofia de Fuchs avançada ou outras, *pterygium* de grandes dimensões, cicatrizes), olho seco grave, hialose asteroide, nistagmo, entre outros.

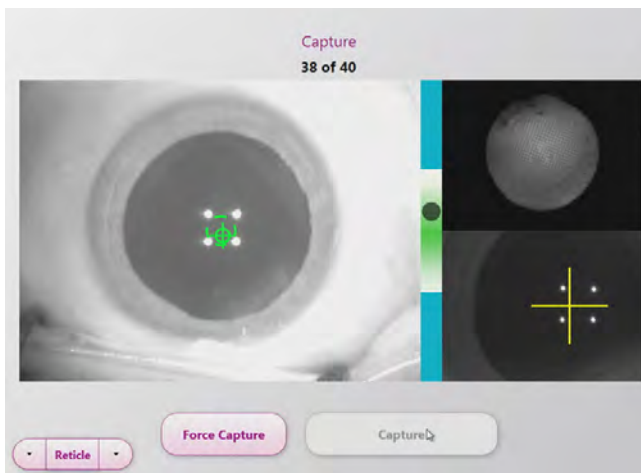


Figura 4 – Captura de medição de aberrometria intraoperatória utilizando o ORA™ (Alcon) com focagem centrada e correta das 3 câmaras

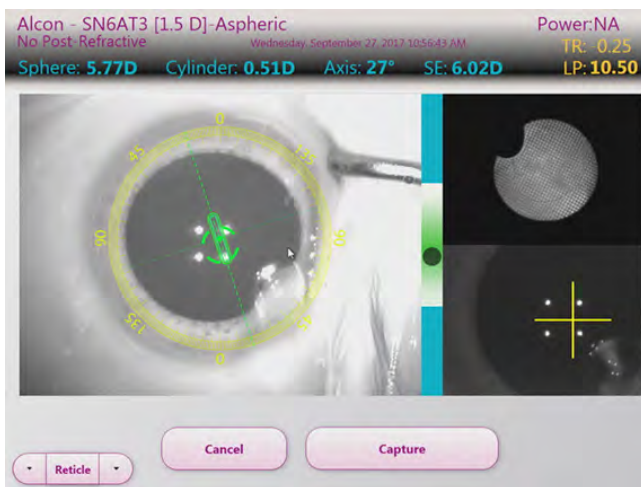


Figura 5 – Captura incorreta de aberrometria intraoperatória utilizando o ORA™ (Alcon) (viscoelástico visível nas câmaras wide field e de refração interfere com a medição)

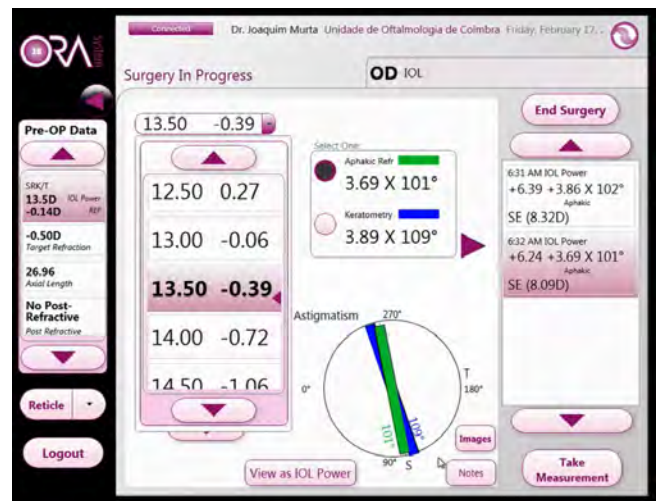


Figura 6 – Aberrometria intra-operatória utilizando o ORA™ (Alcon) na implantação de uma lente tórica multifocal. Confirmação do poder esférico da LIO (medição em afaquia)

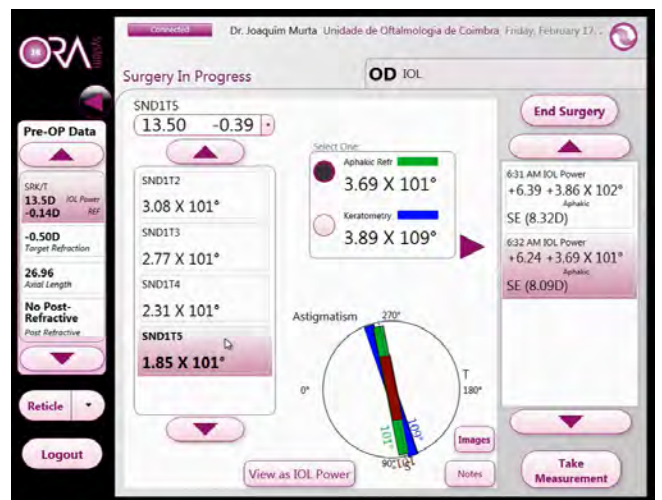


Figura 7 – Escolha do poder cilíndrico da LIO medido em afaquia.

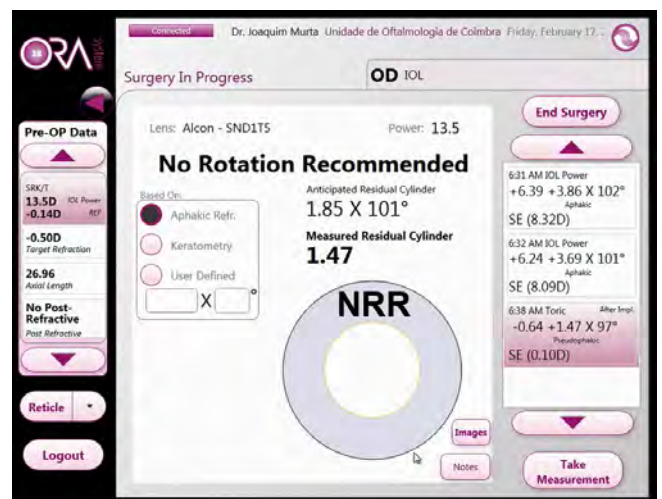


Figura 8 – Medição final com refração pseudofásica, com avaliação astigmatismo residual e equivalente esférico. Neste caso o sistema confirmou posição correta do eixo da LIO implantada que não coincide, algumas vezes, com o eixo evidenciado no Verion.

APLICAÇÕES

Em experiência própria e na evidência publicada (descrita abaixo), a aberrometria intra-operatória é uma ferramenta particularmente importante na cirurgia de catarata *premium* (LIOs multifocais e/ou tóricas) e em olhos biometricamente atípicos ou difíceis:

- Diminuição das “surpresas” refrativas, nomeadamente em olhos onde as fórmulas atuais tendem a ter menor precisão:
 - Olhos previamente submetidos a cirurgia refrativa por laser
 - Olhos extremos em termos biométricos (altas miopias e hipermetropias)
 - Ectasia corneana (primária ou após cirurgia refrativa)
- Confirmação e ajuste da potência esférica da LIO avaliada na biometria pré-operatória, particularmente útil no caso das LIOs multifocais onde a multifocalidade eficaz exige uma baixa margem de erro no equivalente esférico residual
- Confirmação e ajuste da potência cilíndrica da LIO avaliada na biometria pré-operatória, bem como a correção em tempo real da sua orientação

EVIDÊNCIA CLÍNICA

Os estudos pioneiros realizados com o primeiro aberrómetro intra-operatório disponível no mercado (ORA™, Alcon) sugerem que existe uma correlação forte entre a refração pseudofáquica intra-operatória e a refração manifesta obtida um mês após a cirurgia⁵ ou refração obtida por auto-refratómetro uma semana após a cirurgia⁶. Ambos estes estudos foram realizados com a primeira geração deste dispositivo. As versões subsequentes terão, segundo o fabricante, um nível de precisão superior, embora não existam ainda estudos publicados com estes dados.

Recentemente foi publicada uma análise sobre a influência óptica do tipo de viscoelástico usado durante a aberrometria intra-operatória⁷. Foram testados seis tipos diferentes de viscoelástico e comparados com o preenchimento do segmento anterior com BSS (seis grupos de doentes, em cada grupo era realizada a medição com BSS e um tipo de viscoelástico). Os autores concluíram que dois tipos de viscoelástico (Amvisc Plus e Discovisc) estavam associados a um erro de medição sistemático de cerca de 0,5D (no plano da LIO), ao passo que os restantes quatro tipos (Provisc, Amvisc, Healon e Healon GV) não alteraram as medições de forma significativa. Este estudo realça a importância da escolha do viscoelástico de forma a obter uma medição precisa por aberrometria intra-operatória, bem como a influência que fatores circunstanciais ao ato de medição podem ter no resultado refrativo.

Relativamente ao papel da aberrometria intra-operatória na escolha do poder tórico e ajuste do eixo da LIO, um primeiro estudo por Hatch *et al.*, num desenho não-aleatorizado, retrospectivo, mostrou que o grupo de doentes no qual foi usado aberrometria intra-operatória tinha uma probabilidade 2,4 vezes superior de apresentar um astigmatismo residual inferior a 0.5D⁸. Um outro estudo, prospetivo e aleatorizado, comparou resultados refrativos em doentes submetidos a cirurgia de catarata bilateral com implante de lente tórica⁹. De forma aleatória, em um dos olhos a escolha da lente e a cirurgia foi feita com o auxílio de aberrometria intra-operatória, enquanto que no olho adelfo foram apenas usados métodos pré-operatórios convencionais (calculadora *online*). O uso de aberrometria intra-operatória aumentou de forma significativa a proporção de olhos com astigmatismo residual inferior a 0.50D (89.2% vs 76.6%, $p=0.006$).

Em nenhum destes trabalhos^{8,9} foi utilizado no braço

comparador uma calculadora tórica incorporando o algoritmo de Barrett, que faz uma compensação teórica para o astigmatismo posterior com base na queratometria anterior padrão obtida na biometria^{10,11}. Nesse sentido, foi efetuado um estudo pelo nosso grupo que avaliou o erro de previsão do astigmatismo residual utilizando a calculadora tórica de Barrett comparada com a aberrometria intra-operatória. Observou-se que em 26 de 52 olhos (52%), existia um *mismatch* na potência tórica sugerida por estes dois métodos, sendo o erro de previsão significativamente menor utilizando a aberrometria intra-operatória (erro mediano absoluto, aberrometria intra-operatória 0.44D, calculadora tórica de Barrett 0,73D, $p=0,028$)^{12,13}.

Desde a introdução da aberrometria intra-operatória na prática clínica que se tornou óbvio o seu potencial no caso de olhos previamente submetidos a cirurgia refractiva por laser. Numa grande série retrospectiva, Ianchulev *et al.* demonstraram que o erro de previsão em olhos previamente submetidos a PRK ou LASIK miópico era significativamente menor utilizando aberrometria intra-operatória em comparação com o método de Shammam ou à fórmula Haigis-L (erro mediano absoluto, com a aberrometria intra-operatória 0.35D, Haigis-L 0.53D e Shammam 0.51D, $p<0.001$), com 67% e 94% dos olhos com uma margem de erro inferior a 0.5D e 1.0D, respetivamente¹⁴. Um estudo subsequente por Fram confirmou os bons resultados da aberrometria intra-operatória (erro mediano absoluto de 0.29D), embora nesta série não existissem diferenças estatisticamente significativas em comparação com a fórmula Haigis-L, com a fórmula regressiva de Masket e com a fórmula derivada do OCT da Optovue RTVue (Optovue Inc)¹⁵.

No que diz respeito a outros olhos biometricamente difíceis, um estudo recente avaliou a precisão da aberrometria intra-operatória comparativamente a novas fórmulas baseadas na biometria pré-operatória em olhos com miopia axial (comprimento axial > 25 mm)¹⁶. A aberrometria intra-operatória revelou-se superior a todas as fórmulas incluídas no estudo (Hill-RBF, Barrett Universal II, SRK/T, Holladay 1, Holladay 1 otimizada para o comprimento axial e Holladay 2), com erros de previsão significativamente menores, maior proporção de olhos com erros de previsão menores que 0.5D e menor proporção de resultados refrativos hipermetrópicos. Como nota final é importante realçar que o total da evidência publicada com aberrometria intra-operatória é ainda relativamente escassa e, em algumas situações clínicas particulares (por exemplo no queratocone ou na alta hipermetropia), ausente. Adicionalmente, toda a evidência publicada na literatura diz respeito a um único dispositivo (ORA, Alcon), não existindo ainda qualquer estudo publicado relativamente ao outro aberrómetro intraoperatório disponível no mercado (HOLOS IntraOp, Clarity).

CONCLUSÃO

As últimas duas décadas foram marcadas por avanços notáveis na cirurgia de catarata que permite hoje, para além da correção da opacidade de meios, uma solução refractiva completa na correção da miopia, hipermetropia, astigmatismo e presbiopia. Assim, a exigência colocada ao cirurgião de catarata nunca foi maior. Na opinião dos autores, a aberrometria intra-operatória diminui a incerteza associada à componente refrativa da cirurgia de catarata, quer na cirurgia *premium*, onde a margem de erro é muito baixa, quer em olhos biometricamente atípicos ou difíceis, onde os métodos de cálculo tradicionais ainda apresentam insuficiências (nomeadamente após cirurgia refractiva por laser). Sendo uma tecnologia relativamente recente, mais

estudos são ainda necessários para compreender totalmente todas as suas capacidades e limitações.

REFERÊNCIAS

1. Hemmati HD, Gologorsky D, Pineda R. 2nd. Intraoperative wavefront aberrometry in cataract surgery. *Semin Ophthalmol* 2012; 27(5-6): 100-6.
2. Sarver EJ, Van Heugten TY, Padrick TD, Hall MT. Astigmatic refraction using peaks of the interferogram Fourier transform for a Talbot Moiré interferometer. *J Refract Surg* 2007; 23(9): 972-7.
3. Su W, Zhou Y. Adaptive sequential wavefront sensor and its applications US Patent. 7815310, 2010 [cited 2017 Nov 4]. Available from: <https://www.google.com/patents/US7815310>.
4. Krueger RR, Shea W, Zhou Y, Osher R, Slade SG, Chang DF. Intraoperative, real-time aberrometry during refractive cataract surgery with a sequentially shifting wavefront device. *J Refract Surg* 2013; 29(9): 630-5.
5. Donnenfeld ED. Intraoperative wavefront aberrometry during cataract surgery as a predictor of postoperative refractive results (abstract 415280). 2008 ASCRS ASOA Symposium & Congress; 2008.
6. Chen M. Correlation between ORange (Gen 1, pseudophakic) intraoperative refraction and 1-week postcataract surgery autorefraction. *Clin Ophthalmol* 2011; 5: 197-9.
7. Masket S, Fram NR, Holladay JT. Influence of ophthalmic viscosurgical devices on intraoperative aberrometry. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(7): 990-4.
8. Hatch KM, Woodcock EC, Talamo JH. Intraocular lens power selection and positioning with and without intraoperative aberrometry. *J Refract Surg* 2015; 31(4): 237-42.
9. Woodcock MG, Lehmann R, Cionni RJ, Breen M, Scott MC. Intraoperative aberrometry versus standard preoperative biometry and a toric IOL calculator for bilateral toric IOL implantation with a femtosecond laser: One-month results. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(6): 817-25.
10. Abulafia A, Barrett GD, Kleinmann G, Ofir S, Levy A, Marcovich AL, Michaeli A, Koch DD, Wang L, Assia EI. Prediction of refractive outcomes with toric intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg*. 2015; 41(5): 936-44.
11. Abulafia A, Hill WE, Franchina M, Barrett GD. Comparison of Methods to Predict Residual Astigmatism After Intraocular Lens Implantation. *J Refract Surg* 2015; 31(10): 699-707.
12. Raimundo M, Rosa A, Quadrado MJ, Murta J. Prediction of residual astigmatism using intraoperative wavefront aberrometry vs a toric IOL calculator (Free Paper Session 89). AAO 2018; 2018; New Orleans.
13. Raimundo M, Azenha C, Martins A, Rosa A, Quadrado MJ, Murta J. Intraoperative Wavefront Aberrometry – A Comparison of Intraocular Lens Power Calculation Methods. *J Refract Surg* 2018 (submitted for publication).
14. Ianchulev T, Hoffer KJ, Yoo SH, Chang DF, Breen M, Padrick T, Tran DB. Intraoperative refractive biometry for predicting intraocular lens power calculation after prior myopic refractive surgery. *Ophthalmology* 2014; 121(1): 56-60.
15. Fram NR, Masket S, Wang L. Comparison of Intraoperative Aberrometry, OCT-Based IOL Formula, Haigis-L, and Masket Formulae for IOL Power Calculation after Laser Vision Correction. *Ophthalmology* 2015; 122(6): 1096-101.
16. Hill DC, Sudhakar S, Hill CS, King TS, Scott IU, Ernst BB, Pantanelli SM. Intraoperative aberrometry versus preoperative biometry for intraocular lens power selection in axial myopia. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43(4): 505-10.

Implante unilateral de lentes intraoculares multifocais após extração da catarata e na correção da presbiopia

Joaquim Mira

Clínica Oftalmológica Joaquim Mira, Coimbra, Portugal

INTRODUÇÃO

A presbiopia é uma diminuição da capacidade acomodativa. Em geral começa cerca dos 40 anos e vai-se agravando com a idade, condicionando perda total da acomodação pelos 60 anos de idade^{1,2,3}. Existem diferentes métodos para corrigir a presbiopia, entre os quais a cirurgia por expansão escleral⁴, *inlays* corneanos⁵, LASIK ou PRK por zonas e lentes acomodativas ou multifocais⁶. A monovisão⁷ em olhos fâquicos ou em pseudofâquicos pode deteriorar a função visual binocular na visão de longe e de perto. A utilização de lentes intraoculares (LIOs) multifocais é, atualmente, o método preferido porque alarga a profundidade de foco nas visões de perto e intermédia e mantém uma boa função visual binocular.

LIOs MULTIFOCAIS - AVALIAÇÃO PRÉ-OPERATÓRIA

A implantação de uma lente multifocal requer no pré-operatório:

- 1- a realização de exames que permitam o estudo do olho, bem como a identificação de doenças da superfície ocular, como olho seco ou disfunção das glândulas de Meibomio, a caracterização do astigmatismo, ou de eventuais irregularidades corneanas, distrofias de córnea, como os primeiros sinais da distrofia de Fuchs, pseudoexfoliação com fragilidade zonular inerente, medida do diâmetro pupilar, do ângulo kappa, do perfil aberrométrico e a exclusão de patologia retiniana, ou do nervo óptico, entre outros;
- 2 - o conhecimento do estilo de vida, as atividades em que o doente prefere boa visão com menos dependência de óculos (mais para perto, como a leitura de livros ou no computador, ou à distância como o jogador de golfe ou o motorista, entre outros);
- 3 - a sua capacidade de entender as limitações e efeitos secundários possíveis com este tipo de tecnologia (diminuição da visão de contraste, halos, encadeamento, sobretudo à noite) e a gestão de expectativas para que não sejam demasiado elevadas. Após a cirurgia da catarata, sobretudo com LIOs multifocais, algumas pessoas podem notar à noite anéis brilhantes à volta das luzes. Após três meses, tal sensação vai diminuindo e quase deixam de os ver, mas se olharem e tentarem vê-los é possível percebê-los. Conforme explica Farrell⁸ a adaptação cerebral às LIOs multifocais, é como obter um novo anel de visão. No início o doente apercebe-se da sua existência, olhando através do mesmo e lidando com a sua existência. Com o passar do tempo esta sensação é atenuada, mas ainda será possível observar o anel.

CORREÇÃO PÓS-OPERATÓRIA COM ÓCULOS EM OLHOS OPERADOS COM LIOs MULTIFOCAIS

A correção dos erros refrativos das ametropias residuais em olhos com LIOs multifocais difrativas é feita, de um modo geral, do ponto de vista de refração, como se fossem lentes monofocais ou como se os olhos fossem fâquicos. As pessoas com implantes de LIO multifocais difrativas, em ambos os

olhos ou num só olho (sendo o outro olho fâquico ou com LIO monofocal) podem necessitar de usar óculos de modo temporário ou permanente por ametropia residual na visão de longe ou de perto ou, por vezes, para ler pequenos caracteres em ambientes com baixa luminosidade. Nestas pessoas a refração deve ser ajustada como se tivesse sido implantada uma LIO monofocal ou como se os olhos fossem fâquicos, ou seja, na visão de longe ambos os olhos são corrigidos com a melhor correção para obter a melhor visão e, para perto, é feita a adição dependendo da distância de trabalho.

CONTROVÉRSIA NO IMPLANTE UNILATERAL DE LIOs MULTIFOCAIS

Nos casos de catarata unilateral, o implante de LIO multifocal acomodativa ou pseudoacomodativa, para restaurar a visão binocular, é controverso. Igualmente, é discutível se nos indivíduos já operados ao primeiro olho com uma LIO monofocal, seja implantada LIO multifocal no segundo olho. Nestes casos há algum receio que ao implantar uma LIO com uma óptica multifocal num olho, se existir previamente uma LIO monofocal ou, ainda, a presença do cristalino no olho adelfo, possa ser apercebida pelo indivíduo a diferença das ópticas existentes em cada olho e provocar alguma perturbação visual desagradável, dificultando a neuro-adaptação.

Alguns presbíopes com catarata unilateral e emétopes no outro olho, ou com um pequeno erro refrativo, só querem ser operados ao olho com catarata. Se o doente satisfizer os critérios de seleção para uma LIO multifocal, e não quiser ou não necessitar de cirurgia ao olho adelfo dentro de pouco tempo, não há contra-indicação a que seja implantada LIO multifocal no primeiro olho, ficando o olho adelfo fâquico. Mais tarde, quando o doente decidir ou necessitar de ser operado ao segundo olho, poderá então ser implantada LIO multifocal. Outras pessoas já anteriormente operadas à catarata com uma LIO monofocal, mas que, entretanto, desenvolveram catarata no segundo olho, mostram interesse em ser operadas com implante de LIO multifocal.

IMPLANTE BILATERAL DE LIOs MULTIFOCAL

No presbíope, em geral, recomenda-se que o implante de LIO multifocal seja nos dois olhos.

O implante de LIOs multifocais bilateralmente, em pessoas bem selecionadas, beneficia de adição cerebral, melhorando a visão binocular de longe e de perto em pelo menos 1,5 linhas de acuidade visual. Os doentes devem ser informados que o cérebro só obtém a melhor qualidade visual, mascarando uma eventual deficiência de algum dos olhos, após os dois olhos terem sido operados com LIOs multifocais.

O implante de LIOs multifocais em ambos os olhos, pode atingir taxas de independência de óculos mais elevadas (76 a 92% dos doentes) do que nos implantados com LIOs monofocais (8 a 12% dos doentes)^{9,11}, embora à custa de

alguma diminuição da visão de contraste, assim como o aparecimento mais frequente de fenómenos disfópticos à noite, uma vez que as LIOs multifocais apresentam uma imagem simultânea para a visão próxima e outra para a visão de longe^{9,12,13,14,16,17}.

IMPLANTE UNILATERAL DE LIOs EM JOVENS E PRÉ-PRESBÍOPES

As pessoas jovens, ou pré-presbíopes, possuem capacidade acomodativa. Se virem bem ao longe sem óculos, não necessitam de óculos para ver ao perto. Se tiverem catarata unilateral e forem operados com LIO monofocal e ficarem emétopes para longe, terão uma boa função binocular na visão distante, mas a presbiopia induzida pela LIO monofocal leva a que esse olho necessite de óculos na visão de perto e esta diferença de graduação entre os dois olhos pode levar a diferentes graus de anisometropia e aniseiconia podendo comprometer a visão binocular para perto. As LIOs multifocais permitem uma boa acuidade visual para longe aumentando a profundidade de foco na visão de perto, não comprometem a visão binocular em jovens ou pré-presbíopes com catarata unilateral, permitindo em muitos casos uma independência de óculos^{11,18,19,20}. Em jovens com capacidade acomodativa, com catarata apenas num olho deve, se possível, ser implantada uma LIO multifocal, procurando obter, em geral, a emetropia e não devem ser operados ao outro olho¹⁰. Estudos mostraram a restauração da visão binocular para a visão de longe e perto com o implante de LIO multifocal unilateral em olhos jovens e pré-presbíopes¹⁰ e foi encontrada uma função binocular reduzida ou insuficiente para a visão de perto e intermédia com o implante de LIOs monofocais^{10,21}.

IMPLANTE UNILATERAL DE LIOs NO PRESBÍOPE

Nos indivíduos presbíopes com catarata unilateral, o implante de LIO monofocal é a opção mais frequente, porque não há problemas com a visão binocular, uma vez que estes olhos não irão sofrer de anisometropia e aniseiconia, pois o olho adelfo saudável também precisa de correção com óculos para a visão de perto, semelhante à do olho operado^{1,20}. Presbíopes com catarata unilateral e emétopes no olho adelfo podem, porém, beneficiar do implante de uma LIO multifocal difrativa, desde que tenham consciência das expectativas reais e da possibilidade de surgirem fenómenos disfópticos^{19,18}.

Em vários estudos com diferentes tipos de LIOs multifocais, não foram encontradas diferenças na acuidade visual não corrigida para longe em nenhum destes tipos de lentes. No entanto, a acomodação conseguida com as lentes acomodativas não foi tão eficaz como a das LIOs multifocais¹⁰.

Estudos prévios em crianças, jovens e presbíopes com catarata unilateral mostraram que o implante de LIO multifocal refrativa ou difrativa proporciona uma melhor acuidade visual binocular para perto do que a LIO monofocal^{11,10,22,23,24}. Num estudo com LIO multifocais difrativas, concluiu-se que os doentes ficaram satisfeitos com o implante de LIO multifocal unilateral apenas no olho dominante, mas o implante de LIO multifocal bilateral fornecia melhores resultados visuais e estereopsia^{9,25}.

Num inquérito sobre a satisfação pós-implante⁹ de LIO multifocal difrativa num olho e no outro olho uma LIO monofocal, 91% voltariam a implantar esta LIO novamente. 75% referiram que estavam satisfeitos com a sua visão e 57% obtiveram independência de óculos, enquanto que nos doentes com LIOs monofocais em ambos os olhos foi alcançada satisfação em apenas 8%. Embora não beneficiem de adição binocular, indivíduos com LIOs multifocais num

olho e monofocais no outro relataram menos halos do que indivíduos com LIOs multifocais bilaterais.

Outro estudo¹¹ em doentes com 40 a 60 anos e catarata unilateral mostrou que o implante de LIO multifocal difrativa com adição +3,0 D permitiu uma melhoria significativa na acuidade visual (AV) binocular para perto e intermédia, independentemente de o outro olho ser míope, hipermetrope ou emétope, possibilitando uma menor necessidade de óculos, ao contrário do implante de LIO monofocal unilateral. A AV binocular para longe era igual em ambas as lentes, embora a sensibilidade ao contraste para longe fosse um pouco pior com as LIOs multifocais. As queixas de halos foram maiores nos grupos de LIOs multifocais refrativas e difrativas, em comparação com os grupos de LIOs acomodativas e monofocais¹¹. A satisfação na visão de perto foi maior em doentes com LIO multifocais do que nos com LIO monofocais, enquanto que na visão de longe foi comparável, o que sugere que o implante de uma LIO difrativa multifocal fornece, na maioria dos operados, uma função binocular e uma qualidade visual suficiente para perto¹¹. A estereopsia para perto foi melhor nos indivíduos com LIO multifocais do que nos com LIO monofocal, embora a estereopsia para longe fosse comparável nos dois tipos de LIOs¹¹. Jacobi *et al.* verificaram que os estereotestes de Randot-Lang e o teste de Titmus foram positivos em 77% e 40%, respetivamente dos indivíduos com LIO unilateral multifocal (Array SA40-N) e lentes monofocais¹⁰.

No estudo de Mesci *et al.*¹⁸ a visão binocular de perto foi melhor em doentes entre os 40 e 60 anos com o implante de LIO multifocal num olho do que em doentes com implante de LIO monofocal.

Um estudo realizado em 20 pessoas operadas à catarata, em que foi feito implante de LIO multifocal difrativa apodizada num dos olhos, tendo o outro olho ficado fático, (porque a opacidade do cristalino ainda não era visualmente significativa e o indivíduo não quis ser operado ao segundo olho), reportou que a maioria das pessoas notaram que a visão do olho operado era mais nítida, as cores eram mais vivas, e sem qualquer perturbação visual. Algum tempo depois deixaram de notar qualquer diferença. Vinte e cinco por cento destas pessoas referiram nunca mais terem usado óculos, 40% usavam óculos em algumas atividades de perto e 35% usavam-nos de modo permanente na correção de alguma ametropia em qualquer dos olhos, ou na visão de perto, mas não sentiram qualquer perturbação visual no uso de óculos pelo facto de um olho ter uma LIO multifocal e o outro ser fático.

Em outro estudo, um grupo de 17 pessoas que já tinham sido operadas à catarata num só olho, com implante de LIO monofocal, pretenderam que lhes fosse implantada LIO multifocal no segundo olho. Foram esclarecidas das vantagens, desvantagens e limitações desta tecnologia. A maioria referiu poder dispensar os óculos para a maior parte das tarefas diárias. O facto de terem uma óptica diferente em cada olho não provocou qualquer dificuldade visual nem de adaptação aos óculos. Só uma pequena percentagem referiu (após terem sido questionados) que notavam, por vezes, halos na visão noturna, mas que esse facto não os incomodava.

CONCLUSÃO

O implante de uma LIO monofocal em indivíduos jovens e de meia-idade com catarata pode induzir uma visão binocular para perto e intermédia deficitária. Por outro lado, a implantação de uma LIO multifocal difrativa, após a extração de uma catarata unilateral, é eficaz para proporcionar uma função visual binocular útil para a visão à distância,

intermédia e perto. Em diferentes estudos, a satisfação dos indivíduos foi substancialmente maior naqueles com LIO multifocais do que com LIOs monofocais²⁶.

Pode-se concluir, pelos diferentes trabalhos, que o implante unilateral de uma LIO multifocal, sobretudo em indivíduos jovens ou pré-presbiopes, fornece ampla capacidade de visão funcional desde a distância até perto, taxas elevadas de satisfação, independência de óculos e melhor visão estereoscópica na visão de perto, mesmo apesar de algumas, raras, queixas de halos e *glare*, o que justifica e não impede o uso de LIOs multifocais em catarata unilateral.

Foram recentemente desenvolvidos vários tipos de LIOs multifocais com diferentes *designs* e potências de adição. São necessários mais estudos para saber qual é a LIO multifocal mais adequada para implantação em indivíduos com catarata unilateral.

REFERÊNCIAS

1. Duane A. Normal values of the accommodation at all ages. *JAMA* 1912; (59): 1010-3.
2. Glasser A, Campbell MCW. Presbyopia and optical changes in human crystalline lens with ages. *Vision Research* 1998; 38(2): 209-29.
3. Hayashi K, Yoshida M, Manabe S-I Hayashi H. Comparison of visual function between phakic eyes and pseudophakic eyes with monofocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(1): 20-7.
4. Elander R. Scleral expansion surgery does not restore accommodation in human presbyopia. *J Cataract Refract Surg* 1999; 15(5): 604-7.
5. Keates RH, Martínez R, Tennen DG, Reich C. Small-diameter corneal inlay in presbyopic or pseudophakic patients. *J Cataract Refract Surg* 1995; 21(5): 519-21.
6. Vinciguerra P, Nizzola GM, Bailo G, Nizzola F, Ascari A, Epstein D. Excimer laser photorefractive keratectomy for presbyopia: 24-month follow-up in three eyes. *J Cataract Refract Surg* 1998; 14(1): 31-7.
7. Boerner CF, Thrasher BH. Results of monovision correction in bilateral pseudophakes. *J Am Intraocul Implant Soc* 1984; 10(1): 49-50.
8. Farrell T. Multifocal Implants. In: Hovanesian JA. *Refractive Cataract Surgery: Best Practices and Advanced Technology*. 2º Ed. Slack Books; 2017: 189-98.
9. Cionni RJ, Osher RH, Snyder ME, Nordlund ML. Visual outcome comparison of unilateral versus bilateral implantation of apodized diffractive multifocal intraocular lenses after cataract extraction: prospective 6-month study. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(6): 1033-9.
10. Jacobi PC, Dietlein TS, Lüke C, Jacobi FK. Multifocal intraocular lens implantation in prepresbyopic patients with unilateral cataract. *Ophthalmology* 2002; 109(4): 680-86.
11. Hayashi K1, Manabe S, Yoshimura K, Hirata A. Binocular visual function with a diffractive multifocal intraocular lens in patients with unilateral cataract. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(6): 851-8.
12. Chiam PJT, Chan JH, Aggarwal RK, Kasaby S. ReSTOR intraocular lens implantation in cataract surgery: quality of vision. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32(9): 1459-63 (errata, 2006; 32(12): 1987).
13. Vingolo EM, Grenga P, Iacobelli L, Grenga R. Visual acuity and contrast sensitivity; AcrySof ReSTOR apodized diffractive versus AcrySof SA60AT monofocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33(7): 1244-7.
14. Lehmann R, Waycaster C, Hileman K. A comparison of patient reported outcomes from an apodized diffractive intraocular lens and a conventional monofocal intraocular lens. *Curr Med Res and Opin* 2006; 22(12): 2591-602.
15. Gray PJ, Lyall MG. Diffractive multifocal intraocular lens implants for unilateral cataracts in prepresbyopic patients. *Br J Ophthalmol* 1992; 76(6): 336-7.
16. Leyland M, Zinicola E. Multifocal versus monofocal intraocular lenses in cataract surgery; a systematic review. *Ophthalmology* 2003; 110 (9): 1789-98.
17. Montés-Micó R, España E, Bueno I, Charman WN, Menezo JL. Visual performance with multifocal intraocular lenses; mesopic contrast sensitivity under distance and near conditions. *Ophthalmology* 2004; 111(1): 85-96.
18. Mesci C, Erbil HH, Olgun A, Yaylali SA. Visual performances with monofocal, accommodating, and multifocal intraocular lenses in patients with unilateral cataract. *Am J of Ophthalmol* 2010; 150(5): 609-18.
19. Steinert RF, Aker BL, Trentacost DJ, Smith PJ, Tarantino N. A prospective comparative study of the AMO ARRAY zonal-progressive multifocal silicone intraocular lens and a monofocal intraocular lens. *Ophthalmology* 1999; 106(7): 1243-55.
20. Martínez Palmer A, Gómez Faiña P, España Albelda A, Comas Serrano M, Nahra Saad D, Castilla Céspedes M. Visual function with bilateral implantation of monofocal and multifocal intraocular lenses: a prospective, randomized, controlled clinical trial. *J Refract Surg* 2008; 24(3): 257-64.
21. Häring G, Gronemeyer A, Hedderich J, de Decker W. Stereoacuity and aniseikonia after unilateral and bilateral implantation of the Array refractive multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 1999; 25(8): 1151-6.
22. Souza CE, Gerente VM, Chalita MR, Soriano ES, Freitas LL, Belfort R Jr. Visual acuity, contrast sensitivity, reading speed, and wavefront analysis; pseudophakic eye with multifocal IOL (ReSTOR) versus fellow phakic eye in non-presbyopic patients. *J Refract Surgery* 2006; 22(3): 303-5.
23. Cristóbal JA, Remón L, Del Buey MÁ, Montés-Micó R. Multifocal intraocular lenses for unilateral cataract in children. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(12): 2035-40.
24. Zhao G, Zhang J, Zhou Y, Hu L, Che C, Jiang N. Visual function after monocular implantation of apodized diffractive multifocal or single-piece monofocal intraocular lens: Randomized prospective comparison. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(2): 282-5.
25. Shoji N, Shimizu K. Binocular function of the patient with the refractive multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28(6): 1012-17.
26. de Silva SR, Evans JR, Kirthi V, Ziaei M, Leyland M. Multifocal versus monofocal intraocular lenses after cataract extraction. *Cochrane Database Syst Rev* 2016; 12: CD003169.

Implante de lentes intraoculares para correção de presbiopia em cirurgia de catarata depois de cirurgia queratorefrativa

Leyre Zabala¹, Tiago Ferreira¹ e Filomena Ribeiro^{1,2}

1 - Hospital da Luz, Lisboa, Portugal

2 - Faculdade de Medicina de Lisboa, Portugal

INTRODUÇÃO

A cirurgia de catarata com implante de lente intraocular multifocal (LIOM) em doentes com cirurgia queratorefrativa para correção de ametropia prévia é uma realidade e simultaneamente representa um desafio para o cirurgião^{1,2}. Milhões de doentes em todo o mundo foram submetidos a correção de ametropias por LASER Excimer, tecnologia existente há mais de 25 anos pelo que existe uma população emergente de doentes com cirurgia queratorefrativa prévia que apresentam atualmente presbiopia e inclusive catarata. Na generalidade são doentes bem informados e altamente motivados para preservar a independência dos olhos, exigindo soluções refrativas para a sua cirurgia de catarata. Os principais desafios que este grupo particular de doentes apresenta na cirurgia refrativa de catarata são por um lado a dificuldade no cálculo da potência da lente intraocular (LIO) e por outro lado a redução da sensibilidade ao contraste e da qualidade de visão resultado da multifocalidade da córnea submetida a tratamento queratorefrativo.

Neste grupo particular de doentes a seleção das fórmulas biométricas adequadas para o cálculo da potência da LIO é a principal ferramenta para evitar surpresas refrativas¹. A asfericidade corneana após LASIK miópico está diretamente relacionada com a surpresa refrativa observada nos casos em que a fórmula SRK/T é utilizada para o cálculo da potência da LIO³. Contudo existem na atualidade fórmulas biométricas que permitem o cálculo da potência da LIO com grande exatidão.

As lentes multifocais (LIOMs) provocam *per se* alterações da qualidade de visão conhecidas e isto divide as opiniões dos oftalmologistas na escolha da LIO a implantar; no entanto cada vez há mais evidência de que as LIOs multifocais são uma opção válida nestes doentes⁴. Alguns estudos revelam que o implante de LIOs híbridas refrativas-difrativas em olhos com LASIK miópico ou hiperópico prévio proporciona bons resultados refrativos⁵⁻¹⁰. Mais recentemente as lentes intraoculares de profundidade de foco alargado (LIO ERV) têm demonstrado bons resultados refrativos e simultaneamente apresentam menor incidência de fenómenos disfotópicos do que as lentes multifocais refrativas e difrativas e maior tolerância a erros refrativos residuais, podendo constituir uma ferramenta válida para este grupo de doentes¹¹⁻¹³.

SELEÇÃO DO DOENTE

A avaliação pré-operatória para todos os doentes de catarata ou cirurgia refrativa de cristalino com implante de lente para correção da presbiopia (PC LIO) deve ser cuidada e exaustiva. Devem ser excluídos os doentes com doença ocular ou sistémica ativa, doença corneana incluindo córnea guttata, uveíte crónica ou recorrente, glaucoma, retinopatia diabética, degenerescência macular ligada à idade e doença retiniana de qualquer tipo.

O estudo pré-operatório do doente candidato a implante de PC LIO deverá assim incluir os seguintes elementos:

- Estudo refrativo completo.

- Estudo biomicroscópico completo com fundoscopia.
- Microscopia especular.
- Topografia de preferência com diversos equipamentos.
- Biometria óptica de preferência com diversas fórmulas.
- OCT de fóvea.

Em doentes com cirurgia queratorefrativa prévia a topografia e a biometria devem receber especial atenção.

TOPOGRAFIA

Nos doentes com LASIK prévio a topografia (Plácido, Scheimpflug ou a combinação de ambas) é de extrema relevância pois pode constituir o único elemento comprovativo da cirurgia queratorefrativa previamente efetuada quando não existe história clínica com informação específica do procedimento realizado há 15 ou mais anos.

A topografia de Plácido permite em primeiro lugar avaliar a superfície ocular. É importante a obtenção de resultados consistentes nos diferentes exames topográficos efetuados. De outro modo será necessário tratar primeiro os problemas de superfície ocular até conseguir obter exames topográficos seriados fiáveis com base nos quais seja possível tomar a decisão de implantar ou não uma PC LIO.

Através da topografia é possível avaliar o tipo de tratamento LASER efetuado, LASER miópico (aplanamento central), ou LASER hipermetrópico (aplanamento periférico), o tamanho e centragem da zona óptica e a zona de transição. Os tratamentos mais recentes apresentam zonas ópticas maiores e zonas de transição mais suaves sendo mais permissivos a implantação de PC LIOs por induzir menor quantidade de aberrações de alta ordem (HOA). É assim fundamental o estudo topográfico e aberrométrico do astigmatismo corneano regular e irregular, o coma, a aberração esférica e as HOA.

Devem ser excluídos tratamentos a ametropias $> -6,00D$ e $> +1,50D$, leituras queratométricas $< 37D$ e zonas ópticas inferiores a 6 mm pois esses olhos apresentam maiores HOA assim como descentramentos $> 0,5$ mm pois induzem coma vertical e conseqüente redução da sensibilidade ao contraste¹⁴.

Para qualquer doente candidato a cirurgia de catarata, com LASIK prévio ou não, em que seja considerada a hipótese de colocar uma PC LIO deverão ser respeitados os seguintes critérios de inclusão pré-operatórios topográficos e aberrométricos^{15,16}:

- Astigmatismo corneano irregular (RMS 4 mm) $< 0,4 \mu m$
- Coma $< 0,32 \mu m$
- HOA $< 0,4 \mu m$
- Ângulo kappa $< 0,5$ mm
- Asfericidade da córnea (Q) para considerar compensação com a escolha da PC LIO

A aberração esférica da córnea humana normal (z400) na zona central dos 6 mm tem um valor médio de $+0,27 \mu m$. Após o tratamento LASIK miópico a aberração esférica da córnea é mais positiva e após o tratamento LASIK

hipermetrópico a aberração esférica da córnea é negativa. As diferentes casas comerciais colocam à disposição do cirurgião PC LIOs com diferentes asfericidades para poder compensar a aberração esférica da córnea do olho a operar e deste modo melhorar a sensibilidade ao contraste¹⁷. Não existem ainda comercializadas PC LIOs com aberração esférica positiva pelo que é recomendado implantar LIOs com aberração esférica neutra em doentes com tratamentos hipermetrópicos prévios.

BIOMETRIA

O cálculo exato da potência da LIO após cirurgia queratorefrativa assim como a exatidão na refração residual pós-operatória constitui ainda um desafio. Esta dificuldade está relacionada com dois fatores: o erro na determinação do poder dióptrico total da córnea secundário à alteração da relação da curvatura anterior com a curvatura posterior da córnea após LASIK miópico assim como o erro da estimativa da posição efetiva da LIO com as fórmulas que utilizam valores queratométricos pós-LASIK. Assim, a alteração da asfericidade corneana após LASIK miópico correlaciona-se com a surpresa refrativa encontrada com a fórmula SRK/T³. Mas a solução ao problema de cálculo está em rápida evolução existindo na atualidade plataformas *online* de fácil acesso assim como fórmulas específicas pós-LASIK inseridas no *software* dos atuais biómetros ópticos através das quais o cálculo da potência da LIO é bastante exata e reprodutível. As fórmulas mais recentes já não requerem informação queratométrica prévia à cirurgia de LASIK o que facilita muito a tarefa do cirurgião já que em muitas ocasiões não existe informação da cirurgia previamente efetuada. Assim, o calculador da ASCRS pós cirurgia refrativa da córnea com as fórmulas de Shammis, Barret True K e Haigis L são alguns exemplos¹⁸ que oferecem ótimos resultados.

A biometria por *Swept source* OCT e o cálculo da potência da LIO por *ray tracing* são tecnologias em desenvolvimento com grande potencial para melhorar ainda mais a exatidão dos resultados. A aberrometria intraoperatória^{19,20,21} é de grande interesse já que permite efetuar as mais pequenas correções da potência da LIO com base na refração afáquica.

Igualmente uma técnica cirúrgica apurada, sem falhas, incluindo a realização de uma capsulorrhexis circular contínua de 5 mm centrada com colocação da lente intraocular perfeitamente centrada na capsulorrhexis é também importante no resultado refrativo final. Neste ponto o LASER de femtosegundo tem muito interesse. Segundo o mais recente estudo epidemiológico da ASCRS 94,2% dos doentes operados à catarata apresentam resultados refrativos pós-operatórios de < 1D e 67,3% apresentam resultados de < 0,5D.

LENTE INTRAOCULARES MULTIFOCAIS, ACOMODATIVAS E ERV

As opções de PC LIOs disponíveis no mercado na atualidade são numerosas e variadas em material, desenho e princípios ópticos o que permite ir ao encontro das necessidades visuais de cada doente de forma personalizada respeitando as preferências dos cirurgiões²². Desde as lentes acomodativas, os modelos mais antigos de LIOMs bifocais com dois focos de visão de longe e perto com diferentes adições para perto, os modelos mais recentes de LIOMs trifocais em que é adicionado um terceiro foco de visão intermédia, tão importante para a atividade profissional de muitos doentes, até aos mais recentes modelos de LIOs ERV, alguns deles apresentando anéis difrativos na sua óptica, enquanto que outros já apresentam zonas ópticas com focos de transição suaves para visão de longe e intermédio e inclusive zonas ópticas estenopeicas.

Vários tipos de PC LIO têm sido implantados em doentes

com LASIK miópico e hipermetrópico prévio com resultados satisfatórios^{5-10,21-23}. O grupo do Hospital da Luz tem efetuado vários estudos em doentes de catarata e LASIK miópico prévio com implante de LIO ERV por considerar que estas LIOs provocam menor redução da sensibilidade ao contraste e são mais tolerantes a erros refrativos residuais do que as LIOMs¹¹⁻¹³ e por isso podem oferecer melhores resultados neste grupo de doentes nos quais a sensibilidade ao contraste está reduzida à partida.

Seguidamente serão apresentados os resumos de dois trabalhos realizados pelo grupo. No primeiro o objetivo foi comparar os resultados obtidos em doentes de catarata e LASIK miópico prévio com implante de LIO monofocal versus LIO ERV Symphony, ambas da Johnson & Johnson Vision. No segundo estudo o objetivo foi avaliar os resultados obtidos com o implante da LIO ERV Symphony da Johnson & Johnson Vision em doentes de catarata *versus* doentes de catarata e LASIK miópico prévio.

RESUMO 1

Estudo comparativo dos resultados clínicos obtidos na cirurgia de catarata após LASIK miópico prévio com implante de LIO monofocal *versus* LIO ERV.

Objetivo:

Com o objetivo de comparar os resultados clínicos obtidos após cirurgia de catarata em doentes previamente operados de LASIK miópico com implante de LIO monofocal *versus* ERV, foi efetuado um estudo comparativo prospetivo no Hospital da Luz, Lisboa, Portugal.

Métodos:

Procede-se ao estudo de 88 olhos de 44 doentes previamente operados de LASIK miópico os quais foram submetidos a cirurgia de catarata bilateral sequencial com implante de LIO monofocal Tecnis ZCB00 (22 doentes) (grupo monofocal) ou de LIO ERV Tecnis Symphony (22 doentes) (grupo ERV), ambas lentes da Johnson & Johnson Vision. Foi avaliada a acuidade visual, refração, curva de desfocagem, sensibilidade ao contraste, fenómenos fóticos, independência de óculos e satisfação do doente quatro meses após a cirurgia.

Resultados:

Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas na maior parte dos parâmetros estudados todos com $p=0,027$. A acuidade visual binocular intermédia não corrigida (BUIVA) e a acuidade visual binocular para perto não corrigida (BUNVA) foram significativamente melhores ($p<0,01$) no grupo ERV. A curva de desfocagem mostrou maiores diferenças com aumento da desfocagem negativa ($p<0,01$). Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas na sensibilidade ao contraste nas frequências estudadas ($p>0,05$). A maioria dos doentes de ambos os grupos não referiu espontaneamente disforópsias. Um ligeiro *glare* esteve presente em 22,7% dos doentes no grupo ERV e em 9,1% dos doentes do grupo monofocal assim como foi reportada a presença de halos em 13,6% de ambos os grupos. A independência de óculos na distância intermédia e perto foi superior no grupo ERV.

Conclusões:

A LIO ERV Symphony é uma opção válida para implante na cirurgia de catarata em doentes com LASIK miópico prévio pois oferece níveis de qualidade de visão comparáveis aos das lentes monofocais e apresenta maior eficácia na visão intermédia e perto do que as lentes monofocais.

RESUMO 2

Estudo comparativo dos resultados clínicos obtidos com a LIO ERV Symphony em doentes previamente operados de LASIK miópico *versus* um grupo de controlo.

Objetivo:

Com o objetivo de comparar os resultados clínicos obtidos após cirurgia de catarata com implante de LIO ERV Symphony da Johnson & Johnson Vision em doentes de catarata *versus* doentes de catarata previamente operados de LASIK miópico foi efetuado um estudo comparativo prospetivo no Hospital da Luz, Lisboa, Portugal.

Métodos:

Procedeu-se ao estudo de 30 olhos de 15 doentes de catarata previamente operados de LASIK miópico os quais foram submetidos a cirurgia de catarata bilateral sequencial com implante de LIO ERV Symphony (grupo LASIK) e compararam-se com os resultados obtidos em 30 olhos de 15 doentes de catarata sem cirurgia queratofrática prévia igualmente operados pelo mesmo cirurgião com implante de LIO Symphony (grupo controlo). Foi avaliada a acuidade visual, refração, curva de desfocagem, sensibilidade ao contraste, fenómenos fóticos, independência de óculos e satisfação do doente três meses após a cirurgia.

Resultados:

Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas na maior parte dos parâmetros estudados nomeadamente acuidade visual binocular para longe, intermédia e perto, corrigida e não corrigida (todos com $p=0,027$). A curva de desfocagem mostrou uma tolerância a desfocagem de até $-2,00$ D com uma $AV \geq 0,05$ logMAR em ambos os grupos. O índice de distorção luminosa foi de 35% no grupo LASIK e de 30% no grupo controlo. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas na sensibilidade ao contraste fotópico e escotópico com *glare* nas frequências estudadas ($p>0,05$). A maioria dos doentes de ambos os grupos não referiu espontaneamente a presença de disforópsias. Todos os doentes se mostraram satisfeitos com o tratamento cirúrgico realizado com diferença estatisticamente significativa a favor do grupo LASIK ($p<0,01$) no questionário QoV Score. A independência de óculos nas distâncias longe e intermédia assim como a necessidade de correção ocasional para perto verificou-se de forma semelhante em ambos os grupos.

Conclusões:

A LIO ERV Symphony é uma opção válida para implante na cirurgia de catarata em doentes com LASIK miópico prévio pois oferece níveis de qualidade de visão comparáveis aos oferecidos aos doentes de catarata sem cirurgia refrativa da córnea prévia.

REFERÊNCIAS

1. Alio JL, Abdelghany AA, Abdou AA, Maldonado MJ. Cataract surgery on the previous corneal refractive surgery patient. *Surv Ophthalmol* 2016; 61(6): 769-77.
2. Ribeiro FJ, Castanheira-Dinis A, Dias JM. Personalized pseudophakic model for refractive assessment. *PLoS One* 2012; 7(10): e46780.
3. Mori Y, Shimizu K, Minami K, Kamiya K, Shoji N, Miyata K. Relationship of corneal asphericity to intraocular lens power calculations after myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(5): 703-9.
4. Khor WB, Afshari NA. The role of presbyopia-correcting intraocular lenses after laser in situ keratomileusis. *Curr Opin Ophthalmol* 2013; 24(1): 35-40.
5. Alfonso JF, Fernandez-Vega L, Baamonde B, Madrid-Costa D, Montés-Micó R. Visual quality after diffractive intraocular lens implantation in eyes with previous hyperopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(6): 1090-6.
6. Muftuoglu O, Dao L, Mootha VV, Verity SM, Bowman RW, Cavanagh HD, McCulley JP. Apodized diffractive intraocular lens implantation after laser in situ keratomileusis with or without subsequent excimer laser enhancement. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36 (11): 1815-21.
7. Fernandez-Vega L, Madrid-Costa D, Alfonso JF, Montés-Micó R, Poo-López A. Optical and visual performance of diffractive intraocular lens implantation after myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(5): 825-32.
8. Savini G, Hoffer KJ. Diffractive intraocular lens power after myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(5): 796-7.
9. Alfonso JF, Fernandez-Vega L, Baamonde B, Madrid-Costa D, Montés-Micó R. Refractive lens exchange with spherical diffractive intraocular lens implantation after hyperopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(10): 1744-50.
10. Alfonso JF, Madrid-Costa D, Poo-Lopez A, Montes-Mico R. Visual quality after diffractive intraocular lens implantation in eyes with previous myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34 (11): 1848-54.
11. Cochener B, Concerto Study Group. Clinical outcomes of a new extended range of vision intraocular lens: International Multicenter Concerto Study. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42 (9): 1268-75.
12. Pedrotti E, Bruni E, Bonacci E, Badalamenti R, Mastropasqua R, Marchini G. Comparative analysis of the clinical outcomes with a monofocal and an extended range of vision intraocular lens. *J Refract Surg* 2016; 32(7): 436-42.
13. Kaymak H, Höhn F, Breyer DR, Hagen P, Klabe K, Gerl RH, Mueller M, Auffarth GU, Gerl M, Kretz FT. [Functional Results 3 Months after Implantation of an "Extended Range of Vision Intraocular Lens]. *Klin Monbl Augenheilkd* 2016; 233(8): 923-7.
14. AlMahmoud T, Munger R, Jackson WB. Advanced corneal surface ablation efficacy in myopia: changes in higher order aberrations. *Can J Ophthalmol* 2011; 46(2): 175-81.
15. Prakash G, Prakash DR, Agarwal A, Kumar DA, Agarwal A, Jacob S. Predictive factor and kappa angle analysis for visual satisfaction in patients with multifocal IOL implantation. *Eye* 2011; 25 (9): 1187-93.
16. Wang M. Multifocal IOLs for post-LASIK patients: Establishing clinical guidelines for patient selection. *Refractive Eyecare* 2012; 16(6): 1-4.
17. Liu J, Zhao J, Ma L, Liu G, Wu D, Zhang J. Contrast sensitivity and spherical aberration in eyes implanted with AcrySoft IQ and AcriSoft Natural intraocular lens: the results of a meta-analysis. *PLoS One* 2013; 8(10): e77860.
18. McCarthy M, Gavanski GM, Paton KE, Holland SP. Intraocular lens power calculations after myopic laser refractive surgery: a comparison of methods in 173 eyes. *Ophthalmology* 2011; 118(5): 940-4.
19. Lanchulev T, Hoffer KJ, Yoo SH, Chang DF, Breen M, Padrick T, Tran DB. Intraoperative refractive biometry for predicting intraocular lens power calculation after prior myopic refractive surgery. *Ophthalmology* 2014; 121(1): 56-60.
20. Tannan A, Epstein R, Virasch V, Majmudar P, Faron C, Rubenstein J. Utility of intraoperative wavefront aberrometry in post-refractive cataract patients. *ARVO Meeting Abstract*. June 16, 2013; 54:3004.
21. Vrijman V, van der Linden JW, van der Meulen IJE, Mourits MP, Lapid-Gortzak R. Multifocal intraocular lens implantation after previous corneal refractive laser surgery for myopia. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43(7): 909-14.
22. Rosen E, Alió JL, Dick HB, Dell S, Slade S. Efficacy and safety of multifocal intraocular lenses following cataract and refractive lens exchange: metaanalysis of peer-reviewed publications. *J Cataract*

Refract Surg 2016; 42: 310-28.

23. Fernandez-Vega L, Madrid-Costa D, Afonso JF, Montés-Micó R, Poo-López A. Optical and visual performance of diffractive intraocular lens implantation after myopic LASIK. J Cataract Refract Surg 2009; 35: 825-32.

Lentes multifocales en pseudoexfoliación

Ramón Lorente¹, Betty Lorente¹ y Victoria de Rojas²

1 - Complejo Hospitalario Universitario de Ourense, España

2 - Complejo Hospitalario Universitario A. Coruña, España

INTRODUCCIÓN

Como dijo Kelman, hace ya muchos años, la cirugía de catarata no será perfecta mientras el paciente necesite corrección óptica para lejos o cerca. Conseguir independencia de gafas para lejos, es el objetivo de toda cirugía en ojos sanos y se puede conseguir en la mayoría de casos gracias a los avances biométricos. No hay duda que a esta cirugía la consideramos refractiva, y conseguir la emetropía supone un reto para el cirujano.

La llegada de las Lentes Multifocales (LM) y su posterior desarrollo, nos hizo concebir esperanzas de que sería “fácil” alcanzar los deseos de Kelman.

Sin embargo, por diversos motivos, no todos los pacientes pueden beneficiarse de la implantación de una LM. Estas lentes son en general ópticas complejas diseñadas para ojos normales. Su popularización y perfeccionamiento, así como la llegada recientemente de la LM tóricas hace que sean indicadas con mayor frecuencia y, en ocasiones, también en pacientes con ciertas patologías concomitantes como puede ser la pseudoexfoliación (PSX) que debido a sus características: mala dilatación, alteración zonular, asociación con glaucoma o mayor inflamación postoperatoria se sitúan en la llamada “zona gris”: pacientes no excluyentes pero con riesgos mayores o menores según la severidad del cuadro.

Por tanto, en estos pacientes debemos realizar un estudio minucioso con tres objetivos:

- Valorar si el paciente es candidato a implantar una LM (independiente de su PSX)
- Analizar el grado de afectación de las características de esta patología.
- Valorar el riesgo/beneficio que puede obtener el paciente con la implantación de una LM

Sólo entonces estamos en disposición de aconsejar al paciente si es conveniente implantarle una LM, riesgos que conlleva (que el paciente debe asumir) y tipo de lente.

Es importante tener en cuenta que en esta patología, dada la gran cantidad de variables y distintos grados de severidad que presenta no existe bibliografía al respecto, por lo que debemos decidir de forma individualizada.

LENTE MULTIFOCAL

A pesar de los avances en el diseño que se han producido en las LM y en las LM tóricas, todavía no deben de ser implantadas a todos los pacientes, incluso en ojos sanos, ya que pueden producir efectos no deseados y de difícil solución. Las posibles quejas visuales más frecuentes las podemos clasificar en dos categorías: 1) Disminución de la AV y/o sensibilidad al contraste 2) Fenómenos disfotópicos pseudofáquicos: como halos y glare (Figura 1).

Se producen con mayor o menor intensidad según el tipo de LM aunque ninguna está exenta de estos efectos y todas producen una disminución de la sensibilidad al contraste.

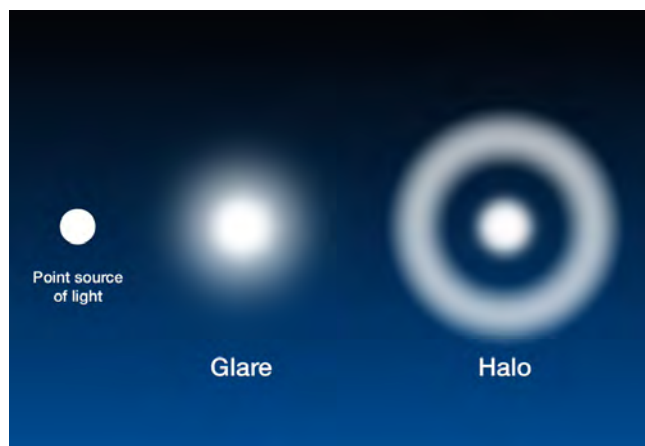


Figura 1. Fenómenos disfotópicos: halos y glare.

Sabemos que se producen en mayor medida en los pacientes con:

- Mala función macular
- Disminución de la sensibilidad al contraste
- Pupilas de tamaños extremos
- Descentramientos
- Ojo seco severo
- Astigmatismo irregular o mayor de 0.75 que no podamos corregir.

En estos pacientes incluso sin patología concomitante, puede ser un fracaso implantar una LM.

Otro factor muy importante es el factor psicológico del paciente. Implantar estas lentes requiere una conversación “larga” médico- paciente, donde el médico debe tener claro las necesidades visuales que tiene el paciente según sus actividades y este debe entender perfectamente las expectativas reales que las LM ofrecen y las posibles complicaciones que mencionamos anteriormente: especialmente halos nocturnos que irán cediendo a medida que se produce la neuroadaptación, y la necesidad de utilizar una gafa para leer en situaciones de poca luz. Esto último suele ser aceptado sin problemas por los pacientes. Sólo así el paciente podrá quedar satisfecho.

Si el paciente es un buen candidato para implantar una LM pasamos a analizar el grado de severidad de la pseudoexfoliación y cómo podría influir en los resultados visuales/ funcionales de este tipo de lentes.

PSEUDOEXFOLIACIÓN

La PSX es una enfermedad asociada a la edad que se caracteriza por la producción y acumulación progresiva de material fibrilar extracelular¹⁻². Se produce no sólo en el cristalino, donde es fácilmente visible e históricamente conocido, sino prácticamente en todos los tejidos oculares del segmento anterior³⁻⁴ en distintos órganos del cuerpo⁵ (Figura 2). Está asociada a la formación de cataratas, principalmente

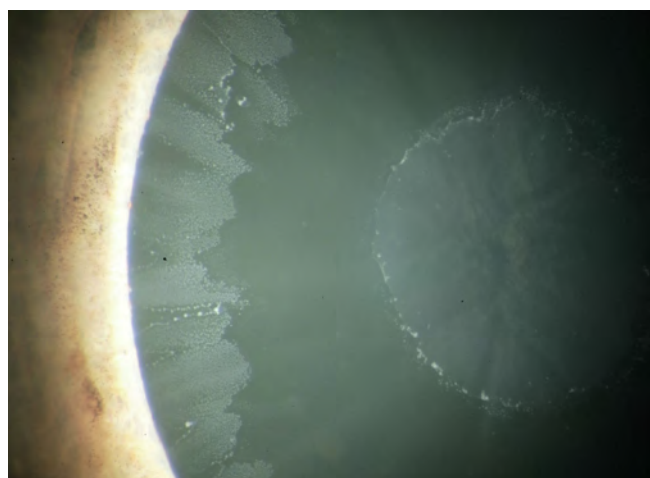


Figura 2. Pseudoexfoliación con abundante material en cristalino y muy buena dilatación

de tipo nuclear. Su frecuencia varía mucho entre países e incluso entre regiones del mismo país. En nuestro medio (Ourense-Galicia-España) tenemos una tasa en pacientes que van a ser intervenidos de cataratas del 22% en mayores de 70 años y del 32% en mayores de 80 años⁶. Así mismo es la causa identificable más importante de glaucoma, siendo un 25% de los glaucomas de ángulo abierto⁷.

¿Por qué es controvertido implantar una lente multifocal?

La PSX provoca unas anomalías en el globo ocular que condicionan la utilización de lentes Premium (multifocales), las más importantes y que vamos a analizar son:

1 - Mala dilatación pupilar: se debe a la presencia de material PSX en el tejido estromal o muscular y a las anomalías vasculares que conducen a hipoxia y degeneración de este tejido (Figura 3). No sólo dificulta la cirugía sino que puede condicionar el rendimiento funcional de estos implantes, en algunos casos para la visión de lejos y en otros para la de cerca en función de su diseño. Actualmente no disponemos de ninguna lente multifocal totalmente pupilo-independiente, aunque existen diferencias entre ellas.

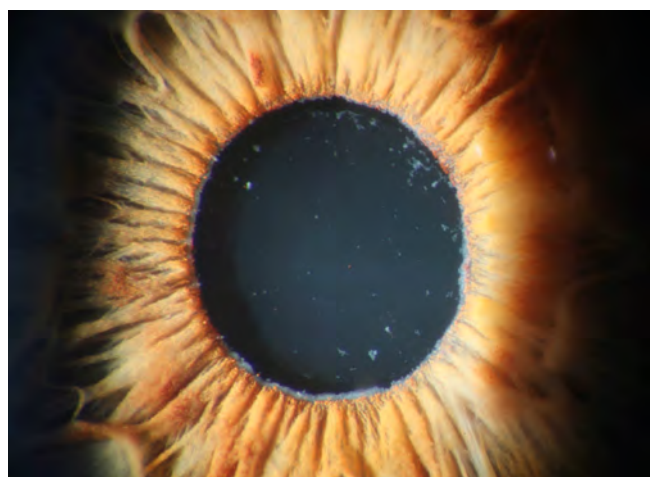


Figura 3. Mala dilatación pupilar que puede afectar al rendimiento de una LM. Se observa abundante material pseudoexfoliativo.

2 - Afectación endotelial: responsable de una posible descompensación corneal tras la cirugía. Aparecen depósitos focales de material PSX en la superficie posterior corneal y en la membrana de Descemet producidas por las células endoteliales. Se la denomina queratopatía pseudoexfoliativa⁸ (fig. 4). Realmente

puede afectar más a la cirugía debido a la disminución de la densidad celular que suele estar entre 800-1500 cel/mm². Es importante tenerlo en cuenta y explicarlo en el consentimiento informado, especialmente si la cámara es estrecha.

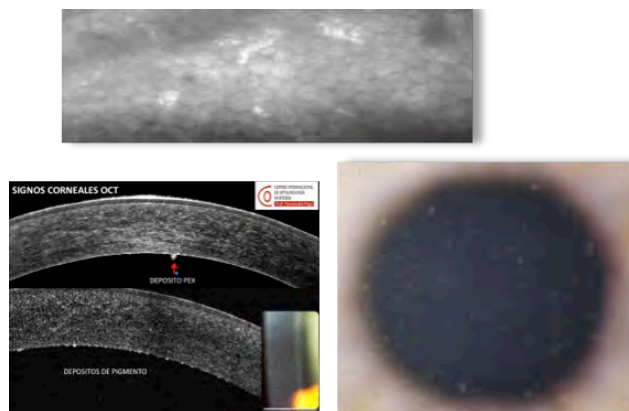


Figura 4. Queratopatía pseudoexfoliativa. Se observa material PSX en endotelio. (Cortesía de la Dra. Ana Macarro)

3 - Asociación con glaucoma: aproximadamente el 25% de pacientes con PSX presentan una elevación de la PIO y de éstos, el 30% sufren glaucoma⁹. En pacientes que van a ser intervenidos de cataratas la frecuencia de glaucoma asciende a 49% frente a un 6.8% en los que no tienen PSX⁹ (Figura 5). El glaucoma presenta además, diferencias respecto al glaucoma crónico de ángulo abierto como:

- PIO más elevada en el momento del diagnóstico¹⁰ y con mayores posibilidades de desarrollar glaucoma¹¹.
- El daño glaucomatoso se desarrolla antes y progresa más rápidamente¹².
- Las alteraciones del campo visual están más avanzadas en el momento del diagnóstico¹³.
- Peor respuesta al tratamiento¹⁴.

En definitiva, es un glaucoma más severo.

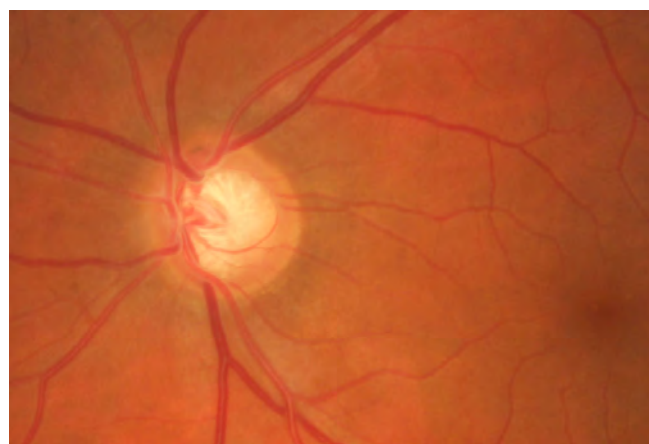


Figura 5. Excavación papilar en paciente con glaucoma pseudoexfoliativo.

Los pacientes glaucomatosos tienen una disminución en la sensibilidad al contraste que debemos valorar pues todas las LM también lo producen. No debemos olvidar que la sensibilidad al contraste ha demostrado ser una medición más sensible que la agudeza visual para evaluar la capacidad del paciente para realizar las actividades diarias. Es por tanto necesario ser rigurosos en la valoración del nervio óptico y del glaucoma para conocer su grado de afectación, ya que es un dato clave para aceptar o rechazar a este paciente (Figura 6).

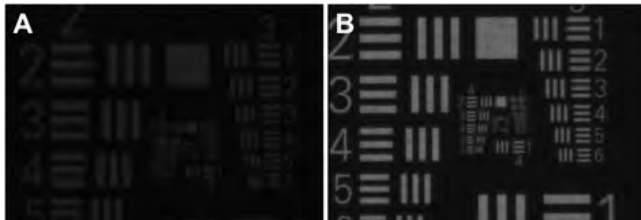


Figura 6. Mala sensibilidad al contraste en paciente con glaucoma y LM implantada.

4 - Mayor inflamación postoperatoria: La PSX presenta una rotura crónica de la barrera hemato-acuosa que acompaña a los cambios isquémicos que se producen en el iris¹⁵. Es la responsable de la mayor inflamación que se produce en el postoperatorio precoz.

Para no aumentar la inflamación es importante evitar en lo posible cualquier manipulación del iris.

El tratamiento antiinflamatorio debe ser más agresivo que en un ojo sano.

Cuanto mayor es la inflamación, aumentan las posibilidades de que se produzca una contracción capsular que podría provocar un descentramiento de la lente. Así mismo los pacientes con pseudoexfoliación presentan un tamaño de la rexis menor que ocasiona mayor fibrosis y como consecuencia una mayor inclinación de la lente¹⁶. Por este motivo es importante valorar al mes la posible contracción y si es así, realizar unas capsulotomías radiales relajantes con el láser ND:Yag liberando la tracción que la cápsula ejerce sobre la zónula (Figura 7). La contracción capsular es mayor en ojos con PSX y en alteraciones zonulares. La presencia de un anillo minimiza la contracción aunque puede ocurrir igualmente, pero nos facilita realizar una posible recolocación posterior si fuera necesario.

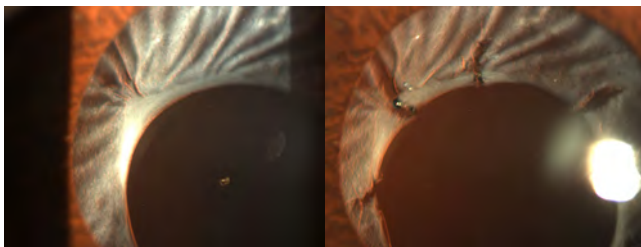


Figura 7. A. Contracción capsular al mes de la cirugía. B. Después de realizar capsulotomías relajantes.

5 - Debilidad zonular progresiva: Posiblemente la anomalía más incompatible con la implantación de lentes multifocales, ya que aunque no se ponga de manifiesto en la operación, su carácter progresivo puede provocar, años después, la luxación del complejo saco-LIO (Figura 8).

Es cierto que la incidencia es baja aunque muy difícil de conocer con exactitud. Un trabajo realizado en Suecia¹⁷, país con alto índice de PSX sólo 5 de 800 pacientes intervenidos de cataratas precisaron cirugía por luxación del complejo a los 10 años, sin embargo no indican la proporción de pacientes con PSX entre los operados. Sería muy interesante conocer esta cifra.

Sin llegar a estos extremos de luxación un estudio de Oestern¹⁸, comprueba que 6 años después de una cirugía sin complicaciones el complejo saco-capsular-LIO tiende a descentrarse en sentido vertical en mayor medida y de un modo significativo en pacientes pseudoexfoliativos que en grupo control. Este dato es importante porque pequeños descentramientos causan una importante disminución de la calidad / función visual de estas lentes, que deben estar perfectamente centradas en relación con

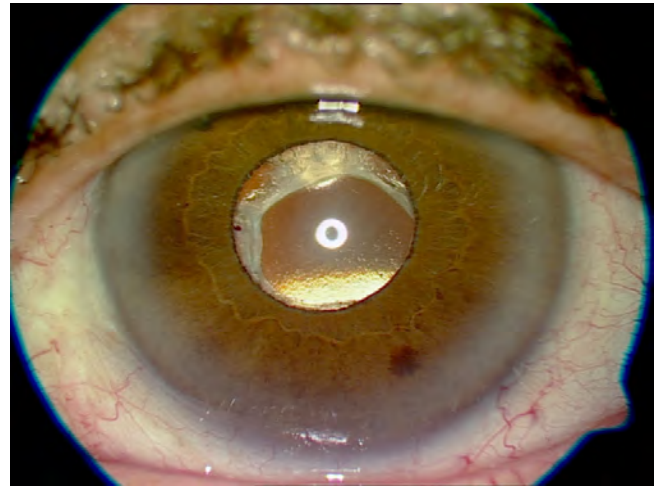


Figura 8. Debilidad zonular progresiva. GRADO I de luxación complejo saco capsular-LIO

el eje visual. Este descentramiento progresivo vertical es mayor en pacientes con glaucoma. En el análisis realizado a 12 meses tras la cirugía, no existían diferencias significativas. Fueron progresando con el tiempo.

La afectación zonular comienza en los primeros estadios de la enfermedad donde ya puede observarse material PSX, adquiriendo las fibras el típico aspecto como si estuviesen cubiertos de escarcha¹⁹.

La fragmentación se produce a tres niveles²⁰ (Figura 9):

- zona de inserción de las fibras en la cápsula anterior donde el material producido en esta zona invade las lamelas zonulares separándolas de su inserción
- en su origen, en la zona de anclaje en los procesos ciliares, por el mismo mecanismo con material PSX producido por las células del epitelio ciliar no pigmentado
- en la propia fibra zonular, debido a la actuación de enzimas lisosómicos que provocan su degradación proteolítica.

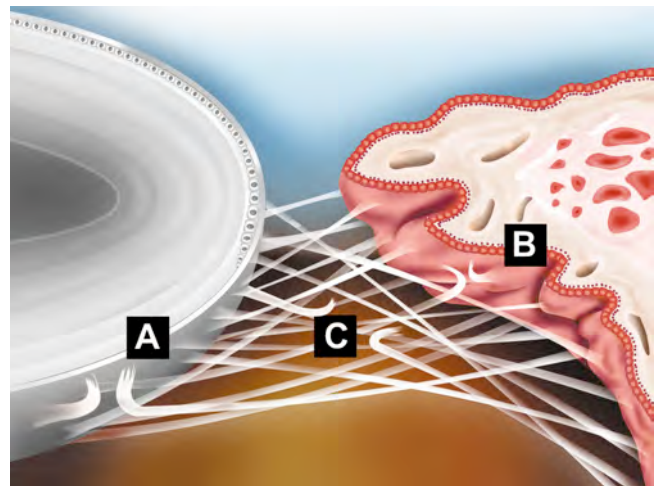


Fig 9. Zonas de degradación de las fibras zonulares. (Ponencia oficial SEO 2008)

Valorar la afectación zonular previa resulta clave en estos pacientes. Es importante analizar tanto los signos directos como indirectos. Antes de dilatar la pupila valoramos los signos indirectos como facodonesis o iridodonesis, en ocasiones para analizar estos signos es necesario instilar una gota de pilocarpina al 2% para relajar la zónula, de esta manera se aprecian mejor; así mismo prestar atención a la

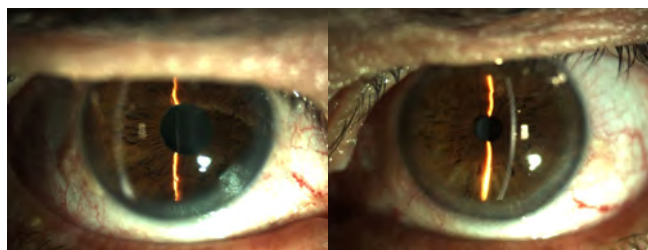


Figura 10. Signo indirecto de debilidad zonular: Diferencia significativa en la ACD entre un ojo y otro.

profundidad de la cámara anterior, muy profunda o muy estrecha son signos indirectos de alteración zonular y en mayor medida si hay asimetría entre ambos ojos (Figura 10). Es importante analizar bien los signos indirectos, ya que de esta manera podemos evitar las llamadas sorpresas “invisibles” que ocurren durante la cirugía.

Los signos directos resultan evidentes al dilatar la pupila: ver el reborde del cristalino desplazado generalmente en sentido inferior o alguna mecha vítrea en cámara anterior.

Pequeñas afectaciones zonulares pueden permitirnos terminar la cirugía sin complicaciones, pero provoca un descentramiento de la lente hacia la zona donde está la zónula sana (inferior generalmente) en estadios relativamente precoces.

La afectación zonular esta relacionada con la dureza del cristalino, con la edad del paciente y la presencia de glaucoma. Hay algunos autores que piensan que también con la profundidad de la cámara anterior ²¹ (Tabla 1).

TABLA 1

ASPECTOS CLAVE EN LA EXPLORACIÓN

Dilatación pupilar sin gotas y con máxima dilatación

Microscopia especular

Estudio glaucoma / N. O. / C. V

Signos directos e indirectos de debilidad zonular

Profundidad cámara anterior

Dureza de la catarata

Simetría

ALGORITMO DE ACTUACIÓN

Una vez conocida la severidad del cuadro estamos en disposición de valorar los beneficios/riesgos que conlleva la implantación de una LM en este paciente.

Se plantean dos situaciones diferentes: Paciente que requiere lensextomía refractiva y paciente con catarata.

- Lensextomía refractiva: Las exigencias visuales son mayores que en pacientes con cataratas pues la calidad visual con corrección es más o menos perfecta. Son pacientes generalmente menores de 60-65 años donde la pseudoexfoliación o es muy leve o todavía no presenta signos. En tres situaciones no implantaría una LM: 1) asimetría en la pseudoexfoliación, el ojo con mayores o únicos signos de PSX va a tener una evolución más rápida y agresiva de lo

normal. 2) Cuando el paciente presenta glaucoma, aunque este controlado con tratamiento, dada la agresividad del mismo. 3) Signos de pseudoexfoliación avanzada.

En los casos de pacientes con PSX leve, bilateral y buena dilatación no tendría inconveniente en implantarla.

2) Pacientes con cataratas

Debe tener interés en LM y solicitarlo él personalmente, aunque a todos los pacientes se les debe informar que existen la LM, pero que quizás en su caso no sean las más adecuadas. Siempre le advertimos que va a ser una cirugía complicada y que si observamos algún signo de alteración zonular , implantaremos una lente monofocal.

No implantaríamos LM en ningún caso si:

- Glaucoma pseudoexfoliativo con afectación moderada del campo visual aunque esté controlado con tratamiento.
- Cataratas avanzadas, ya que se relacionan con mayor alteración zonular, aunque no son los pacientes que suelen demandarlas (Figura 11). Un caso a tener en cuenta es cuando la catarata nuclear miopiza el ojo y el paciente puede leer sin gafas. A este paciente sería más partidario de implantársela ya que está encantado con su visión de cerca sin gafas.

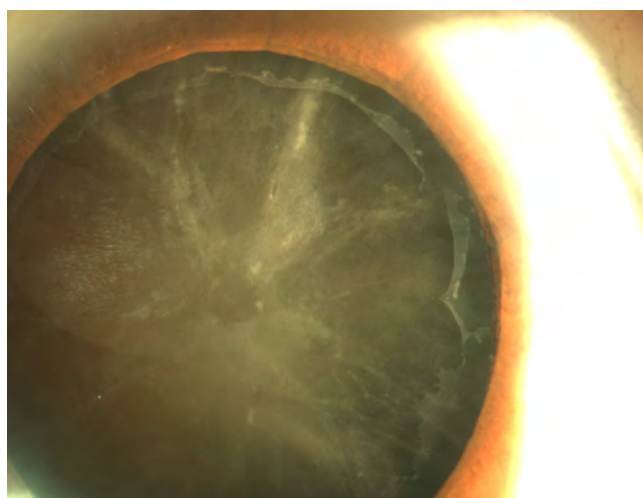


Figura 11. Pseudoexfoliación y catarata avanzada

Sí implantaría una LM al paciente que lo solicite con una pseudoexfoliación bilateral, buena dilatación pupilar, pupila en los rangos de normalidad y, por supuesto, sin signos de alteración zonular (Figura 12).

En zona gris, situaría al paciente con glaucoma bien

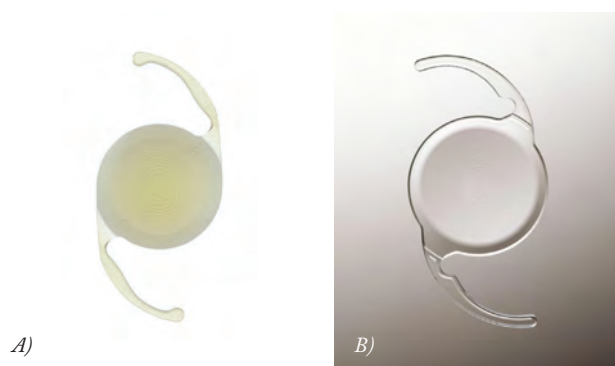


Figura 12. Lentes Multifocales A) Lente trifocal y B) Lente bifocal

controlado con un solo principio activo, con leve pero estable alteración del campo visual y mayor de 70 años. Resaltar que el ser “un poco” más partidario cuando hay un leve glaucoma

en los pacientes con cataratas se debe, además de la edad, a que la AV previa es mala debido a la catarata y, por tanto, notan menos la disminución de la sensibilidad al contraste. La edad del paciente puede ser un factor que en casos de duda incline la balanza en un sentido u otro.

CONSIDERACIONES SOBRE LA CIRUGÍA

- Valorar que sea correcta la profundidad de la cámara anterior, contaje endotelial y signos de alteración zonular
- Procurar no utilizar dilatación mecánica y evitar manipular el iris
- Entrar con la punta del faco en cámara anterior con la irrigación muy baja e ir subiéndola hasta encontrar la altura adecuada (no profundice la cámara y la mantenga estable)
- Técnica de chop vertical
- Capsulorrexia grande (5.25-5.50)
- Proteger el endotelial con viscoelástico durante la emulsificación de cuadrantes
- Siempre que salgamos con la punta del faco de cámara anterior, rellenar previamente desde la paracentesis con viscoelástico para evitar colapsos que pueden dañar la zónula.
- Implantar el anillo capsular, en estos casos lo hacemos siempre lo más tarde posible, antes de inyectar la LM (Figura 13)
- Aspiración del viscoelástico tanto de cámara anterior como del saco capsular

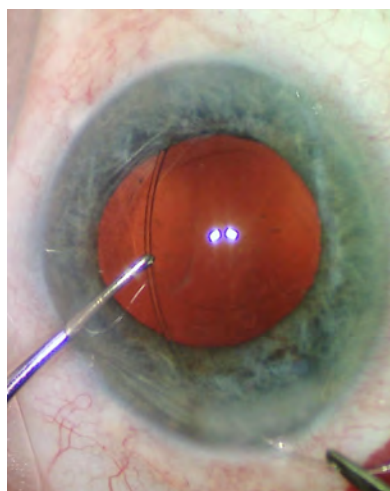


Figura 13. Implantación de un anillo capsular.

- Si CCC es menor de 5 mm, aspiración de las células epiteliales de la cápsula anterior en contacto con la óptica
- Evitar picos tensionales
- Tratamiento antiinflamatorio más intenso
- Vigilar al mes la posible contracción capsular.

CONCLUSIONES

La pseudoexfoliación es un patología que puede ocasionar problemas que pueden hacer fracasar la función de las LM y, por ello, el descontento del paciente. Es muy importante analizar la severidad del cuadro, sabiendo que es progresivo incluso después de la cirugía, explicar al paciente los riesgos que puede tener y entonces tomar una decisión que sólo valdrá para este paciente.

REFERENCIAS

1. Prince AM, Ritch R. Clinical signs of the pseudoexfoliation syndrome.

Ophthalmology 1983; 93(6): 803-7.

2. Naumann GOH, Schlötzer-Schrehardt U, Kuchle M. Pseudoexfoliation syndrome for the comprehensive ophthalmologist; intraocular and systemic manifestations. Ophthalmology 1998; 105(6): 951-68.

3. Sugino T. Exfoliative materials in the skin of patients with exfoliation syndrome. Nippon Ganka Gakkai Zasshi 1990; 94(9): 856-69.

4. Ringvold A: Electron microscopy of the wall of iris vessels in eyes with and without exfoliation syndrome (pseudoexfoliation of the lens capsule). Virchows Arch A Pathol Pathol Anat 1969; 348(4): 328-41.

5. Schlötzer-Schrehardt UM, Koca MR, Naumann GOH, Volkholz H: Pseudoexfoliation syndrome. Ocular manifestation of a systemic disorder? Arch Ophthalmol 1992; 110(12): 1752-6.

6. Govetto A, Lorente R, Vázquez de Parga P, Rojas L, Moreno C, Lagoa F, Lorente B. Frequency of pseudoexfoliation among patients scheduled for cataract surgery. J Cataract Refract Surg 2015 Jun; 41(6): 1224-31.

7. Ritch R. Exfoliation syndrome and occludable angles. Trans Am Ophthalmol Soc. 1994; 92: 845-944.

8. Naumann GOH, Schlötzer-Schrehardt U. Keratopathy in pseudoexfoliation syndrome as a cause of corneal endothelial decompensation. A clinicopathologic study. Ophthalmology 2000; 107(6): 1111-24.

9. Shingleton BJ, Crandall AS, Ahmed IIK. Pseudoexfoliation and the cataract surgeon: preoperative intraoperative and postoperative issues related to intraocular pressure cataract and intraocular lenses. J Refract Surg 2009; 35(6): 1101-20.

10. Henry JC, Krupin T, Schmitt M, Lauffer J, Miller E, Ewing MQ, Scheie HG. Long-term follow-up of pseudoexfoliation and the development of elevated intraocular pressure: Ophthalmology 1987; 94(5): 545-52.

11. Konstas AGP, Stewart WC, Stroman GA. Clinical presentation and initial treatment patterns in patients with exfoliation glaucoma versus primary open-angle glaucoma. Ophthalm Surg Lasers 1997; 28(2): 111-7.

12. Aasved H. The frequency of optic nerve damage and surgical treatment in chronic simple glaucoma and capsular glaucoma. Acta Ophthalmol (Copenh) 1971; 49(4): 589-600.

13. Konstas AG, Mantziris DA, Stewart WC. Diurnal intraocular pressure in untreated exfoliation and primary open-angle glaucoma. Arch Ophthalmol 1997; 115(2): 182-5.

14. Davanger M, Ringvold A, Blika S. The frequency distribution of the glaucoma tolerance limit. Acta Ophthalmol (Copenh) 1991; 69(6): 782-5.

15. Kuchle M, Naumann GO. Pseudoexfoliation and posterior capsular opacification. Am J Ophthalmol. 2001 Jun; 131(6): 820.

16. Hayashi H, Hayashi K, Nakao F, Hayashi F. Anterior capsule contraction and intraocular lens dislocation in eyes with pseudoexfoliation syndrome. Br J Ophthalmol 1998; 82(12): 1429-32.

17. Mönestam EI. Incidence of dislocation of intraocular lenses and pseudophakodonesis 10 years after cataract surgery. Ophthalmology 2009; 116(12): 2315-20.

18. Ostern AE1, Sandvik GF, Drolsum L. Positioning of the posterior intraocular lens in the longer term following cataract surgery in eyes with and without pseudoexfoliation syndrome. Acta Ophthalmol 2014; 92(3): 253-8.

19. Shakib M, Ashton N, Blach R. Electron microscopic study of pseudoexfoliation of the lens capsule. II. Iris and ciliary body. Invest Ophthalmol 1965; 4: 154-61.

20. Schlötzer-Schrehardt U, Naumann GO. A histopathologic study of zonular instability in pseudoexfoliation syndrome. Am J Ophthalmol 1994; 118(6): 730-43.

21. Kuchle M, Viestenz A, Martus P. Anterior chamber depth and complications during cataract surgery in eyes with pseudoexfoliation syndrome. Am J Ophthalmol 2000; 129(3): 281-5.

Lentes Intraoculares Multifocais no Astigmatismo Corneano Irregular

Miguel Gomes e Paulo Torres
Hospital da Prelada, Porto, Portugal

INTRODUÇÃO

Atualmente, a cirurgia da catarata é considerada uma cirurgia refrativa, tendo como objetivo final a emetropia e a correção da presbiopia associada. O desafio torna-se hoje bem maior e verdadeiramente aliciante. Presentemente, o cirurgião tem ao seu dispor vários tipos de lentes intraoculares para correção da presbiopia na cirurgia substitutiva do cristalino, nomeadamente lentes acomodativas e multifocais, refrativas, difrativas, de profundidade de foco alargado, esféricas ou tóricas. Começam agora a aparecer os primeiros relatos de doentes com cristalino transparente sujeitos a cirurgia aditiva da presbiopia com implantação de lentes epicristalinianas multifocais. A ambicionada independência dos olhos para perto tornará, certamente, a correção da presbiopia numa das cirurgias refrativas com maior procura num futuro próximo, consequência do aumento da esperança de vida e da população mundial acima dos 50 anos de idade. Há um marcado esforço dos Fabricantes em desenhar lentes intraoculares multifocais mais sofisticadas para diminuir as disfotópsias descritas pelos doentes com as lentes atuais¹⁻³. No entanto, está finalmente provada a existência de uma neuroadaptação nos primeiros 6 meses após a sua implantação⁴. São também investigados novos materiais que possam oferecer maior biocompatibilidade e proteção ocular, uma vez que os candidatos a este tipo de cirurgia são cada vez mais jovens e mais exigentes. Contudo, a decisão cirúrgica pode ser complexa, por vezes muito difícil, estando dependente de cada caso clínico. Como é conhecido, o resultado cirúrgico resulta da criteriosa seleção dos doentes no pré-operatório, da recolha dos dados biométricos, da utilização correta das diversas fórmulas de cálculo da lente intraocular, da escolha da melhor lente a implantar de acordo com o tipo de olho e perfil do doente e da exclusão de patologia ocular.

As lentes intraoculares multifocais podem, em maior ou menor grau, afetar a qualidade da visão pós-operatória devido à diminuição do contraste a que estas estão associadas⁵⁻⁸. Por isso, é de importância primordial a avaliação das expectativas visuais dos doentes que por vezes são demasiado elevadas, do tempo a que se dedicam às múltiplas tarefas quotidianas, da importância que atribuem a cada uma delas e do seu perfil psicológico. Ocasionalmente, mesmo em casos com bom filme lacrimal, ausência de irregularidades corneanas por astigmatismos elevados ou aberrações de alta ordem, sem opacificações e/ou pregueamentos da cápsula posterior do cristalino, são frequentes as queixas visuais subjetivas que, por vezes, se tornam incapacitantes.

ASTIGMATISMO IRREGULAR NA CIRURGIA REFRACTIVA DA CATARATA

A implantação de lentes intraoculares multifocais não é de todo consensual em olhos em que coexistam patologias da córnea, nomeadamente ectasias corneanas (ex: queratocone) e em olhos sujeitos a cirurgia prévia na córnea, tais como transplante total ou lamelar anterior, cirurgia refrativa a

LASER, queratotomia radiária, entre outras. Estas podem, por si só, originar diminuição da qualidade da visão. Todas estas situações clínicas têm em comum o astigmatismo irregular.

O astigmatismo refrativo é maioritariamente correlacionado com o astigmatismo corneano, com a córnea a contribuir com mais de 70% do poder refrativo total do olho⁹ e o cristalino, segundo elemento refrativo, com praticamente o restante. Sabe-se que pode existir uma significativa discrepância entre o astigmatismo refrativo e o objetivo medido por métodos auxiliares de diagnóstico. Já o astigmatismo corneano irregular, por definição, é o resultado da existência de uma não perpendicularidade entre os meridianos da córnea, ficando esta com aberrações de alta ordem que originam córneas assimétricas e irregulares. O coma é a aberração de alta ordem dominante em córneas assimétricas, como no queratocone¹⁰⁻¹¹, nas córneas pós tratamentos refrativos LASER assimétricos¹², entre outras situações clínicas. Nestes casos, as alterações morfológicas encontram-se deslocadas do centro óptico da córnea, originando uma frente de onda do tipo cromático.

Indivíduos que exibem astigmatismos corneanos irregulares elevados estão habituados a conviver com queixas de diminuição da acuidade e da qualidade visual, e também com disfotópsias constantes. Quando a visão não é totalmente corrigida com lentes esférico-cilíndricas em doentes sem patologia ocular conhecida, estes deveriam ser estudados para despiste e caracterização de uma eventual irregularidade da superfície corneana. Existem exames auxiliares de diagnóstico, nomeadamente a topografia corneana, a tomografia e a aberrometria, que conseguem efetuar uma avaliação rigorosa da córnea, quer ao nível da quantificação quer da caracterização do tipo de astigmatismo, como também uma análise das aberrações de baixa e alta ordem. Deste modo, torna-se mais fácil a interpretação das queixas subjetivas dos doentes e a possível orientação para tratamentos cirúrgicos.

Doentes com astigmatismo corneano irregular com catarata ou cristalino transparente e que pretendam a independência dos olhos, através da obtenção da emetropia e da correção da presbiopia associada, não são habitualmente bons candidatos a cirurgia substitutiva do cristalino com lentes intraoculares multifocais. A decisão de implantar este tipo de lentes intraoculares nestes doentes é, na comunidade científica, bastante controversa devido aos resultados imprevisíveis e desencorajadores em relação à qualidade da visão final¹³. A perda de sensibilidade ao contraste estará presente sempre que subsistam as aberrações corneanas.

Múltiplos estudos mostram que é possível atingir uma qualidade visual quase perfeita após a implantação de lentes intraoculares multifocais quando o astigmatismo corneano pré-operatório é menor do que dois a três-quartos de dioptria (D) de cilindro^{14,15}, o equivalente esférico final próximo do plano (igual ou inferior a 0,50 D) e o astigmatismo regular. Todavia, doentes com coma anterior, uma aberração de 3ª

ordem e uma forma de astigmatismo irregular, quando superior a 0,32 μm , podem apresentar disforópsias incapacitantes com as lentes intraoculares multifocais¹⁶. Presentemente, a avaliação e a quantificação das aberrações de alta ordem não estão contempladas em *guidelines* de cirurgia refrativa com lentes intraoculares multifocais¹⁷.

Doentes submetidos a cirurgia prévia na córnea, nomeadamente cirurgia refrativa a LASER (LASIK e PRK), queratotomia radiária, termoqueratoplastia, queratoplastia total ou lamelar, entre outras, exibem frequentemente múltiplas elevações corneanas. Estas são passíveis de originarem aberrações de alta ordem, transformando, por vezes, a própria córnea numa estrutura multifocal¹⁷ com diminuição acentuada da sensibilidade ao contraste, como já supracitado, especialmente em doentes com pupilas grandes. Assim, a implantação de lentes intraoculares multifocais nestes doentes ocasionaria, forçosamente, uma perda adicional da referida sensibilidade ao contraste, diminuição importante da qualidade da visão e, possivelmente, bastante insatisfação pessoal¹⁷.

O cálculo biométrico da potência da lente intraocular a implantar nos casos de doentes com astigmatismo irregular com ou sem catarata é outro desafio enorme, para o qual é necessário algum discernimento clínico. Nas mais variadas situações clínicas em que a córnea apresenta alterações anatómicas com astigmatismos irregulares associados, a obtenção de valores fiáveis de queratometria pode ser muito difícil. Medições de queratometria efetuadas por diferentes métodos de aquisição, tais como a manual, a automática, a calculada por interferometria LASER parcial de coerência ótica e a topográfica, podem não ser coincidentes entre si. Acontece o mesmo com a determinação do eixo verdadeiro do cilindro, tornando ainda mais difícil a escolha do tipo de lente intraocular multifocal, tórica ou não.

Apesar da controvérsia, vão surgindo cada vez mais descrições de cirurgias de cristalino com implantação de lentes intraoculares multifocais em doentes com astigmatismo corneano irregular elevado. No entanto, há muito poucos casos publicados na literatura e quando os há, a casuística é extremamente baixa. Ouchi *et al.*¹⁸ avaliaram os resultados pós-operatórios de 13 olhos com catarata e doença oftalmológica concomitante, incluindo dois casos de queratocone. Nestes últimos, uma lente intraocular multifocal refrativa (LENTIS MPlus, Oculentis GmbH, Berlin, Germany) foi implantada levando a uma melhoria da acuidade visual e total independência de óculos para longe. A qualidade da visão final foi classificada pelos próprios doentes como sendo aceitável. Contudo, o estudo peca por falta da descrição do grau da ectasia, da caracterização do astigmatismo, como também da avaliação das aberrometrias pré-existentes.

NOS CASOS DE QUERATOCONE

Na maioria dos casos, os doentes com queratocone apresentam astigmatismo miópico elevado, assimétrico, irregular, com coma vertical¹⁹ e distorção da visão. Além disso, desenvolvem catarata em idades mais jovens, ainda com vida profissional ativa, quando comparados com a população em geral²⁰⁻²². Assim, é necessário avaliar o melhor momento para a cirurgia e qual o tipo de lente intraocular a implantar. Para um bom resultado cirúrgico após implantação de uma lente intraocular tórica, é necessário que os doentes exibam determinadas condições, tais como: estabilidade refrativa e topográfica do queratocone, boa visão de longe corrigida com óculos, astigmatismo irregular ligeiro (podendo ser assimétrico, mas com a maior ortogonalidade possível), possibilidade de determinação do eixo por topografia ou tomografia e, por fim, que apresentem um enantiomorfismo relativo entre

os dois olhos para a visão binocular²³. Lentes intraoculares tóricas implantadas em doentes com queratocone grau I e II (classificação de Amsler-Krumeich) e catarata mostraram bons resultados em vários estudos²⁰⁻²⁶. Montano *et al.*²³ publicaram dois casos de doentes com queratocone submetidos a cirurgia bilateral de cristalino transparente com implantação de lente multifocal tórica. Num dos casos, foram implantadas lentes multifocais SND1T4 (Alcon Laboratories, Inc., Fort Worth, Texas) numa mulher de 50 anos de idade com queratocone fruste bilateral. No outro caso, foram implantadas lentes multifocais AT LISA Toric 909M (Carl Zeiss Meditec) num homem de 42 anos de idade com queratocone bilateral e refração estável há mais de um ano. Em ambos os casos foi relatada uma melhoria da acuidade visual final não corrigida e corrigida, sendo a refração ocular praticamente plana. Os autores²³ concluíram que a implantação de lentes intraoculares multifocais tóricas pode providenciar a correção da acuidade visual para níveis satisfatórios com independência de óculos. No entanto, admitem que os doentes com boa adaptação às lentes de contacto rígidas gás permeáveis e com boas acuidades visuais poderão não ser bons candidatos a este tipo de cirurgia.

NOS CASOS APÓS TRANSPLANTE DA CÓRNEA

Os transplantes de córnea totais ou lamelares anteriores originam frequentemente astigmatismos elevados e muitas vezes irregulares (cerca de 72%²⁷). Apesar das várias abordagens não cirúrgicas possíveis, cerca de 8% destes doentes necessitam de cirurgia refrativa²⁸. Nestes casos, hipóteses cirúrgicas tais como incisões corneanas no botão dador, PRK, LASIK, implantação de lentes fáquicas tóricas ou implantação de lentes pseudofáquicas tóricas podem ser propostas. Nuzzi *et al.*²⁹ sugeriram cirurgia da catarata com implante de lente multifocal tórica (SOLEKOTM Toric IOL, Rome, Italy) a um doente com 45 anos de idade e com transplante de córnea total desde os 30 anos. O astigmatismo corneano no pré-operatório era de 7,50 D e predominantemente regular. Como resultado final, os autores mostraram a melhoria da acuidade visual não corrigida, de 2/10 no pré-operatório para 6/10 no pós-operatório e um astigmatismo refrativo final inferior a 1,0 D.

Para que se possa calcular o benefício da implantação de lentes intraoculares multifocais tóricas, é fundamental nestes doentes, a avaliação da integridade e estabilidade da ferida corneana dador-recetor ao longo do tempo, como também da viabilidade celular endotelial com consequente determinação da possível longevidade do próprio enxerto de córnea. Foi realçado por Nuzzi *et al.*²⁹ que a implantação de lentes intraoculares tóricas apresenta bons resultados em doentes cujo astigmatismo é predominantemente regular.

NOS CASOS APÓS QUERATOTOMIA RADIÁRIA

Os olhos submetidos a queratotomia radiária, um procedimento que esteve muito em voga nos anos 80 para a correção da baixa miopia (até cerca de 6 D), costumam apresentar alterações refrativas ao longo do tempo, como hipermetropização constante, astigmatismo corneano irregular e progressivo, associadas a flutuações da acuidade visual. Estes transtornos refrativos e subjetivos resultam das deformações biomecânicas da córnea relacionadas com as múltiplas incisões radiárias e podem condicionar uma cirurgia futura de catarata ou de cristalino transparente. Na literatura mundial encontram-se muito poucos estudos³⁰⁻³² em que a implantação de uma lente intraocular multifocal foi uma solução possível e bem tolerada em doentes com incisões radiárias na córnea. Nuzzi *et al.*³⁰ apresentaram um caso clínico de um homem de 46 anos de idade com catarata

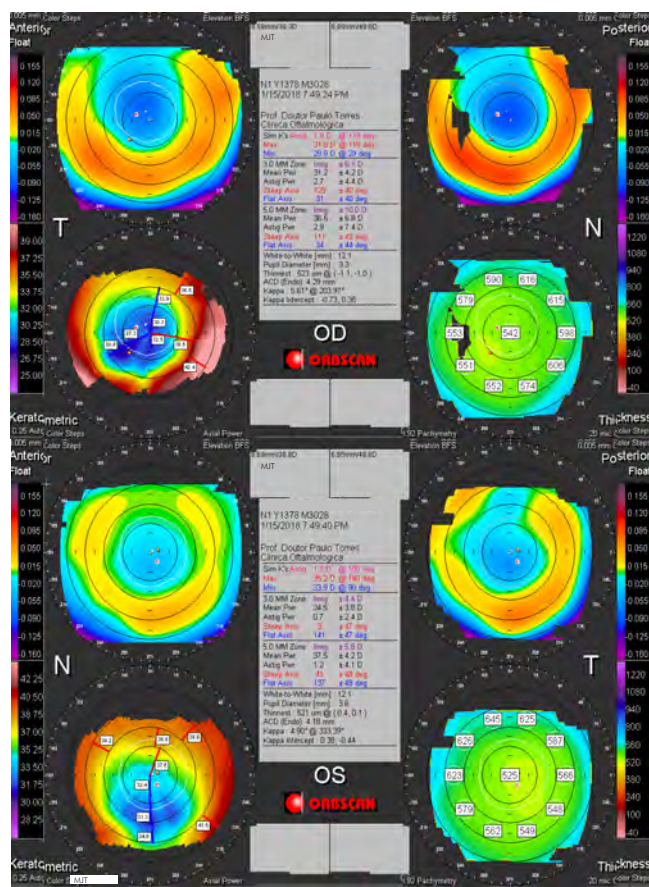
bilateral e 16 incisões corneanas radiais em ambos os olhos, astigmatismo hipermetrópico composto e melhor acuidade visual corrigida de 6/10. Após a implantação de uma lente intraocular multifocal tórica (SOLEKO™ Toric IOL, Rome, Italy) ocorreu melhoria da acuidade visual não corrigida para 10/10 sem necessidade de óculos para todas as distâncias focais. A acuidade visual manteve-se inalterada pelo menos até ao final dos 13 meses de seguimento. Na opinião dos autores trata-se de um caso complexo em que a decisão de implantação da lente intraocular multifocal foi polémica pelos seguintes motivos: grande número de incisões radiárias na córnea que, provavelmente, originarão instabilidades refrativas ao longo do tempo, possíveis disforópsias geradas pela curvatura corneana irregular e pela própria lente intraocular, idade jovem do doente que poderá ter a sua vida profissional ativa condicionada pelas queixas visuais subjetivas e, por último, a eventual dificuldade no cálculo da lente intraocular.

A avaliação pré-operatória nestes casos é complicada, sendo muito difícil a obtenção de valores biométricos fidedignos quanto à queratometria, quantificação do astigmatismo e determinação do seu eixo, como se pode verificar na Figura 1, onde são mostradas três tomografias corneanas realizadas por métodos auxiliares de diagnóstico diferentes (Orbiscan Iiz Bausch & Lomb; Pentacam Oculus; Galilei G4 Ziemer Ophthalmic Systems) num doente com 8 incisões corneanas radiárias. É também fácil sobrestimar a potência corneana refrativa e, portanto, subestimar a potência da lente intraocular a implantar. Ainda não há consenso em relação a qual o melhor método de aquisição na determinação da queratometria e quais as melhores fórmulas de cálculo das lentes intraoculares a utilizar. A queratometria calculada por topografia é, em córneas planas no seu centro e curvas na sua periferia, muito pouco precisa. A queratometria analisa uma região anular à volta do centro da córnea, sobrestimando a potência corneana refrativa^{33,34}. Assim, é fundamental que medidas queratométricas sejam efetuadas em diferentes alturas e por diferentes métodos de medição e de aquisição, comparadas entre si, com o intuito final de reduzir o possível erro. Não há fórmulas de cálculo de lentes intraoculares ideais para estes casos. O calculador *online* da ASCRS que utiliza um algoritmo próprio para o cálculo da lente intraocular pós-queratotomia radiária, pode ser uma mais valia, mas apenas para as lentes esféricas. Estes doentes, mesmo depois da cirurgia da catarata, podem continuar a apresentar uma *shift* hipermetrópico, havendo autores³⁵ que sugerem o aumento da pressão intraocular como sendo uma das principais causas.

TRATAMENTO PRÉ OPERATÓRIO

Em determinados doentes, bem selecionados, com astigmatismos irregulares, com motivação ou indicação clínica para correção das suas acuidades visuais de longe e que, simultaneamente, queiram também ter a sua presbiopia associada melhorada, poderão ser equacionados tratamentos de regularização da curvatura corneana prévios à cirurgia de cristalino transparente ou da catarata. Apesar de não existirem métodos perfeitos e fidedignos na determinação do astigmatismo e das aberrações a tratar, a regularização prévia da superfície corneana poderá tornar a escolha de uma lente intraocular multifocal teoricamente mais simples. Em casos de astigmatismo irregular, procedimentos como o PRK topografiado ou guiado por frente de onda e, em casos de queratocone, cirurgias como o *crosslinking* corneano com o propósito de travar a progressão da ectasia e a implantação de segmentos de anel intracorneanos para diminuir a irregularidade da curva corneana, poderão ser uma mais valia, apesar da correção de córneas irregulares ser uma meta

A



B

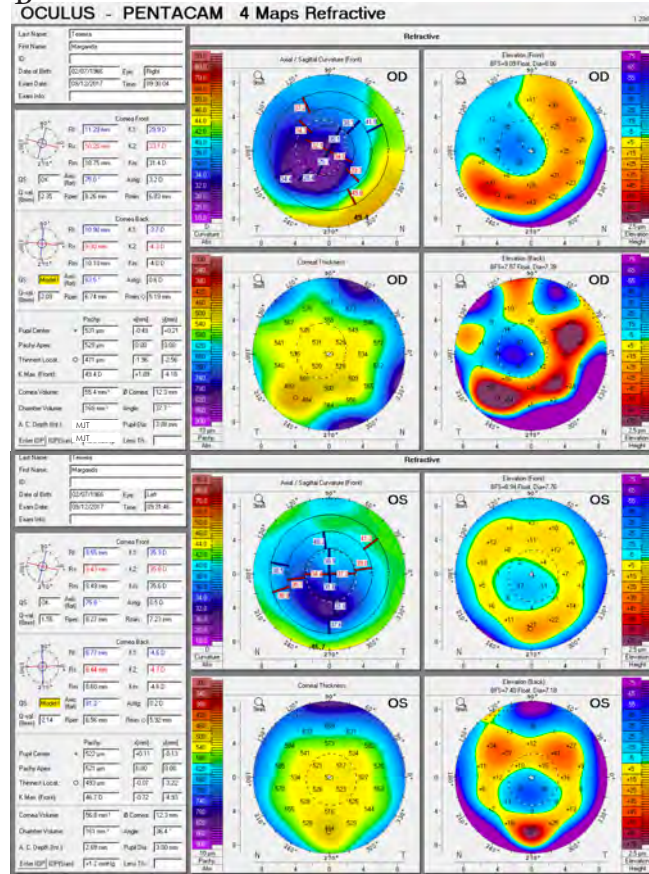


Figura 1 Dificuldade na determinação dos valores da queratometria, do astigmatismo e do seu eixo num doente com 8 incisões radiárias na córnea em ambos os olhos. Topografias refrativas efetuadas com diferentes aparelhos (Orbiscan Iiz Bausch & Lomb; Pentacam Oculus; Galilei G4 Ziemer Ophthalmic Systems). Olho direito e olho esquerdo.

C

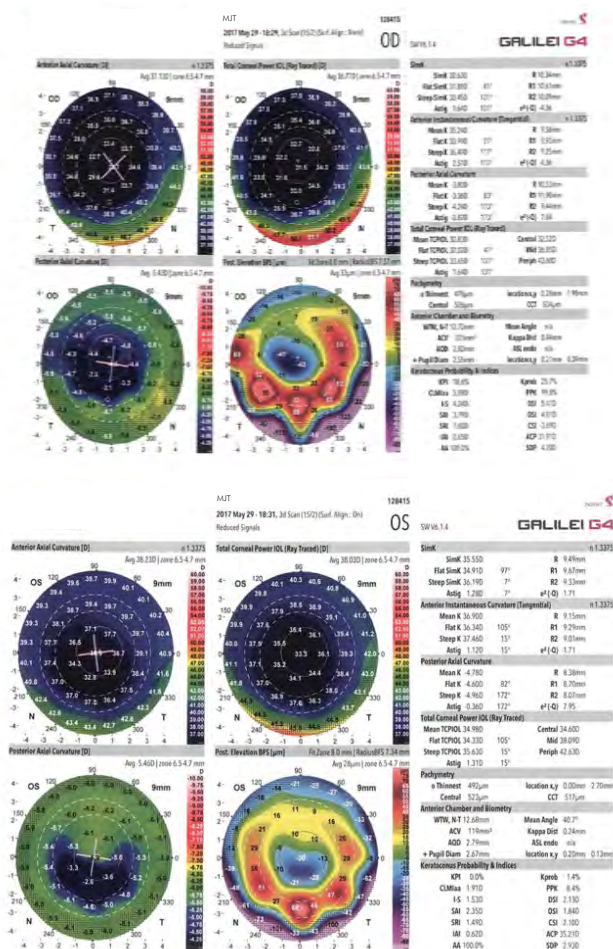


Figura 1 (Continuação)

difícil de ser atingida nestes doentes. O PRK guiado por topografia é um tratamento anatómico que, essencialmente, corrige a morfologia anterior da córnea. Os erros refrativos, a curvatura da superfície posterior e as aberrações internas da córnea não são tratados por este procedimento. Já o tratamento guiado por frente de onda modifica a conformação da córnea e ao mesmo tempo corrige o erro refrativo, tendo em conta todas as aberrações ópticas de baixa e alta ordem, incluindo as produzidas pela córnea posterior³⁶⁻³⁸. Com o desenvolvimento do *crosslinking*, que aumenta a resistência biomecânica da córnea, os tratamentos PRK topografiados associados a este, em simultâneo ou de forma sequencial, têm ganho cada vez maior aceitação³⁹⁻⁴³. Os tratamentos combinados associam as vantagens do *crosslinking* na diminuição do risco de progressão da ectasia⁴⁴⁻⁴⁵ às do PRK guiado por topografia ou por frente de onda na melhoria da acuidade visual, nos doentes com queratocone precoce, em progressão e com baixa visão. A implantação de anéis intraestromais pode ser uma alternativa em doentes com córneas mais finas⁴⁶. Todos estes tratamentos, realizados previamente à cirurgia do cristalino, ao permitirem a correção total ou parcial da irregularidade refrativa corneana e das aberrações, poderão ser decisivos na diminuição das queixas visuais subjetivas e, consequentemente, na qualidade visual final alcançada após a implantação de lentes intraoculares multifocais em doentes com astigmatismo irregular. É fundamental perceber que

na prática clínica tudo se torna muito mais complicado. Assim, é importante, como acima exposto, ter sempre em consideração os possíveis efeitos aberrométricos da própria doença corneana, dos tratamentos na superfície da córnea e das lentes intraoculares na decisão cirúrgica final. Como é sabido, a avaliação pré-operatória é essencial para o bom desempenho das lentes intraoculares multifocais e para a satisfação do doente.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Em suma, todos os doentes com indicação para cirurgia de cristalino com lentes intraoculares multifocais devem ser submetidos a avaliações clínicas com interrogatórios minuciosos para determinar qual o estilo de vida, as atividades profissionais e de lazer, qual o tempo dedicado e a importância relativa atribuída a cada uma delas, como também o seu perfil psicológico. É fundamental compreender a necessidade visual de cada um e quais as expectativas geradas pela cirurgia. Indivíduos candidatos a cirurgia refrativa de cristalino transparente, pelas excelentes visões pré-cirúrgicas que apresentam, são geralmente menos tolerantes aos efeitos disfotópicos das lentes intraoculares multifocais, nomeadamente o encadeamento, o brilho, os halos e os riscos estrelados. Já os doentes com astigmatismo irregular elevado poderão ser mais tolerantes. Pelos mais diversos motivos, alguns deles não apresentam a sua visão corrigida com óculos, apesar das baixas acuidades e má qualidade visual. São doentes conscientes das suas capacidades visuais limitadas que, quando confrontados com a necessidade de cirurgia, exibem expectativas visuais mais realistas. Se as suas próprias aberrações ópticas forem entendidas e se aceitarem a eventualidade do aumento destas no pós-operatório, poderá, então, existir uma indicação relativa para a implantação de lentes intraoculares multifocais esféricas ou tóricas quando a correção da presbiopia for também desejada. É crucial que a patologia corneana esteja estável. Nas situações em que não é possível comprovar a estabilidade refrativa, pode-se sempre optar por tratamentos prévios na córnea, como já referido, ou aguardar por uma nova reavaliação clínica em pelo menos 12 meses. É também necessário realçar que estes doentes quando submetidos a cirurgia do cristalino com implantação de lentes intraoculares, dificilmente poderão ter as suas ametropias residuais pós-operatórias corrigidas com tratamentos refrativos a LASER na córnea. Na ausência de uma maior evidência clínica, os autores não preconizam a correção da presbiopia através da substituição refrativa do cristalino por uma lente intraocular multifocal esférica ou tórica na maioria dos doentes com astigmatismo irregular elevado. No entanto, em casos muito selecionados, poderá ser possível ponderar a realização da cirurgia se houver, por parte dos doentes, uma total compreensão e aceitação das complicações aberrométricas da visão. É importante a escolha do tipo de lente intraocular multifocal, pois as aberrações ópticas mencionadas pelos doentes são diferentes consoante o modelo⁴⁷⁻⁴⁸.

REFERÊNCIAS

- Rosen E, Alió JL, Dick HB, Dell S, Slade S. Efficacy and safety of multifocal intraocular lens exchange: meta-analysis of peer-reviewed publications. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42(2): 310-28.
- Wang SY, Stem MS, Oren G, Shtein R, Lichter PR. Patient-centered and visual quality outcomes of premium cataract surgery: a systematic review. *Eur J Ophthalmol* 2017; 27(4): 387-401.
- Silva SR, Evans JR, Kirthi V, Ziaei M, Leyland M. Multifocal versus monofocal intraocular lenses after cataract extraction. *Cochrane Database Syst Rev* 2016; 12: CD003169.

4. Rosa AM, Miranda AC, Patricio MM, McAlinden C, Silva FL, Castelo-Branco M, Murta JN. Functional magnetic resonance imaging to assess neuroadaptation to multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43(10): 1287-96.
5. Alfonso JF, Puchades C, Fernandez-Vega L, Merayo C, Montes-Mico R. Contrast sensitivity comparison between AcrySof ReSTOR and Acri.LISA aspheric intraocular lenses. *J Refract Surg* 2010; 26(7): 471-7.
6. Aychoua N, Junoy Montolio FG, Jansonius NM. Influence of multifocal intraocular lenses on standard automated perimetry test results. *JAMA Ophthalmol* 2013; 131(4): 481-5.
7. Mesci C, Erbil H, Olgun A, Aydin N, Candemir B, Akcakaya AA. Differences in contrast sensitivity between monofocal, multifocal and accommodating intraocular lenses: long-term results. *Clin Exp Ophthalmol* 2010; 38(8): 768-77.
8. Mesci C, Erbil H, Ozdoker L, Karakurt Y, Bilge AD. Visual acuity intraocular lenses implantation. *Eur J Ophthalmol* 2010; 20(1): 90-100.
9. Courville CB, Smolek MK, Klyce SD. Contribution of the ocular surface to visual optics. *Exp Eye Res* 2004; 78(3): 417-25.
10. Maeda N, Fujikado T, Kuroda T, Mihashi T, Hirohara Y, Nishida K, Watanabe H, Tano Y. Wavefront aberrations measured with Hartmann-Shack sensor in patients with keratoconus. *Ophthalmol* 2002; 109(11): 1996-2003.
11. Saad A, Gatinel D. Evaluation of total and corneal wavefront high order aberrations for the detection of forme fruste keratoconus. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2012; 53(6): 2978-92.
12. McCormick GJ, Porter J, Cox IG, MacRae S. High-order aberrations in eyes with irregular corneas after laser refractive surgery. *Ophthalmol* 2005; 112(10): 1699-709.
13. Gauthier L. Correction de l'astigmatisme au laser de Excimer. *J Fr stigmatisme au laser de Excimer*. 2012; 35: 206-11.
14. Alfonso JF, Fernandez-Vega L, Montés-Mico R, Valcárcel B. Femtosecond laser for residual refractive error correction after refractive lens exchange with multifocal intraocular lens implantation. *Am J Ophthalmol*. 2008; 146(2): 244-50.
15. Cervino A, Hosking SL, Montés-Mico R, Alió JL. Retinal stray-light in patients with monofocal and multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34(3): 441-46.
16. Visser N, Nuijts MMA, de Vries NE, Bauer NJV. Visual outcomes and patient satisfaction after cataract surgery with toric multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(11): 2034-42.
17. Braga-Mele R, Chang D, Dewey S, Foster G, Henderson BA, Hill W, Hoffman R, Little B, Mamalis N, Oetting T, Serafino D, Talley-Rostov A, Vasavada A, Yoo S, ASCRS Cataract Clinical Committee.. Multifocal intraocular lenses: relative indications and contraindications for implantation. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40(2): 313-22.
18. Ouchi M, Kinoshita S. Implantation of refractive multifocal intraocular lens with a surface-embedded near section for cataract eyes complicated with a coexisting ocular pathology. *Eye (Lond)* 2015; 29(5): 649-55.
19. Mihál K, Kránitz K, Kovács I, Tabácx A, Németh J, Nagy Z. Shifting of the line of sight in keratoconus measured by Hartmann-Shack sensor. *J Ophthalmol* 2010; 117(1): 41-8.
20. Thebpatiphat N, Hammersmith KM, Rapuano CJ, Ayres BD, Cohen EJ. Cataract surgery in keratoconus. *Eye Contact Lens*. 2007; 33(5): 244-6.
21. Jaimes M, Xacur-Garcia F, Alvarez-Melloni D, Graue-Hernandez EO, Ramirez-Luquin T, Navas A. Refractive lens exchange with toric intraocular lenses in keratoconus. *J Refract Surg* 2011; 27(9): 658-64.
22. Kamiya K, Shimizu K, Miyake T. Changes in astigmatism and corneal higher-order aberrations after phacoemulsification with toric intraocular lens implantation for mild keratoconus with cataract. *Jpn J Ophthalmol*. 2016; 60(4): 302-8.
23. Montano M, López-Dorantes KP, Ramirez.Miranda A, Graue-Hernandez EO, Navas A. Multifocal toric intraocular lens implantation for forme fruste and stable keratoconus. *J Refract Surg* 2013; 30(4): 282-85.
24. Visser N, Gast ST, Bauer NJ, Nuijts RM. Cataract surgery with toric intraocular lens implantation in keratoconus: a case report. *Cornea* 2011; 30(6):720-3.
25. Navas A, Suarez R. One-year follow-up of toric intraocular lenses implantation in forme fruste keratoconus. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(11): 2024-7.
26. Navavaty MA, Lake DB, Daya SM. Outcomes of pseudophakic toric intraocular lens implantation in keratoconus eyes with cataract. *J Refract Surg* 2012; 28(12): 884-9.
27. Lockington D, Wang EF, Patel DV, Moore SP, McGhee CN. Effectiveness of cataract phacoemulsification with toric intraocular lenses in addressing astigmatism after keratoplasty. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40(12): 2044-9.
28. Karabatsas CH, Cook SD, Sparrow JM. Proposed classification for topographic patterns seen after penetrating keratoplasty. *Br J Ophthalmol* 1999; 83(4): 403-9.
29. Nuzzi R, Monteu F. Correction of high astigmatism after penetrating keratoplasty with toric multifocal intraocular lens implantation. *Case Rep Ophthalmol* 2017; 8(2): 385-8.
30. Nuzzi R, Monteu F, Tridico F. Implantation of a multifocal toric intraocular lens after radial keratotomy and cross-linking with hyperopia and astigmatism residues. A case report. *Case Rep Ophthalmol* 2017; 8(2): 440-5.
31. Kim KH, Seok KW, Kim WS. Multifocal intraocular lens results in correcting presbyopia in eyes after radial keratotomy. *Eye Contact Lens* 2017; 43(6): e22-e25.
32. Gupta I, Oakey Z, Ahmed F, Ambati BK. Spectacle independence after cataract extraction in post-radial keratotomy patients using hybrid monovision with ReSTOR multifocal and TECNIS monofocal intraocular lenses. *Case Rep Ophthalmol*. 2014; 5(2): 157-61.
33. Frings A, Hold V, Steinwender G, El-Shabrawi Y, Ardjomand N. Use of true net power in intraocular lens power calculation in eyes with prior myopic laser refractive surgery. *Int Ophthalmol* 2014; 34(5): 1091-6.
34. Li Y, Liu Y, Li M, Long L. Cataract surgery and intraocular lens power calculation after radial keratotomy: analyses of 8 cases. *Nan Fang Yi Ke Da Xue Bao* 2015; 35(7): 1043-4.
35. Avetisov SE, Antonov AA, Vostrukhin SV. [Progressive hyperopic shift after radial keratotomy: possible causes] *Vestn Ophthalmol* 2015; 131(2): 13-8.
36. Allan BD, Hassan H. Topography-guided transepithelial photorefractive keratectomy for irregular astigmatism using a 213 nm solid-state laser. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(1): 97-104.
37. Ghoreishi M, Naderi Beni A, Naderi Beni Z. Visual outcomes of topography-guided excimer laser surgery for treatment of patients with irregular astigmatism. *Lasers Med Sci* 2014; 29(1): 105-11.
38. Tamayo GE, Castell C, Vargas P, Polania E, Tamayo J. High-resolution wavefront-guided surface ablation with corneal cross-linking in ectatic corneas: a pilot study. *Clinical Ophthalmol* 2017; 11: 1777-83.
39. Sakla H, Altroudi W, Munoz G, Albarran-Diego C. Simultaneous topography-guided partial photorefractive keratectomy and corneal collagen crosslinking for keratoconus. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40(9): 1430-8.
40. Tuwairqi WS, Sinjab MM. Safety and efficacy of simultaneous corneal collagen cross-linking with topography-guided PRK in managing low-grade keratoconus: 1-year follow-up. *J Refract Surg* 2012; 28(5): 341-5.
41. Alessio G, L'Abbate M, Sborgia C, La Tegola MG. Photorefractive keratectomy followed by cross-linking versus cross-linking alone for management of progressive keratoconus: two-year follow-up. *Am J Ophthalmol* 2013; 155(1): 54-65.
42. Kanellopoulos AJ, Binder PS. Management of corneal ectasia after LASIK with combined, same-day, topography-guided partial transepithelial PRK and collagen cross-linking: the Athens Protocol. *J*

- Refract Surg 2011; 27(5): 323–31.
43. Kymionis GD1, Portaliou DM, Diakonis VF, Karavitaki AE, Panagopoulou SI, Jankov Ii MR, Coskunseven E. Management of post laser in situ keratomileusis ectasia with simultaneous topography guided photorefractive keratectomy and collagen cross-linking. *Open Ophthalmol J* 2011; 5: 11–3.
 44. O'Brart DP, Kwong TQ, Patel P, McDonald RJ, O'Brart NA. Long-term follow-up of riboflavin/ultraviolet A (370 nm) corneal collagen cross-linking to halt the progression of keratoconus. *Br J Ophthalmol* 2013; 97(4): 433–7.
 45. Hafezi F, Kanellopoulos J, Wiltfang R, Seiler T. Corneal collagen crosslinking with riboflavin and ultraviolet A to treat induced keratectasia after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33(12): 2035–40.
 46. Vazirani J, Basu S. Keratoconus: current perspectives. *Clin Ophthalmol* 2013; 7: 2019–30.
 47. Ferreira T, Marquez E, Rodriguez A, Montés-Mico R. Visual and optical outcomes of a diffractive multifocal toric intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(7): 1029–35.
 48. Mojzic P, Piñero DP, Cvrteckova V, Rydlova J. Analysis of internal astigmatism and high order aberrations in eyes implanted with a new diffractive multifocal toric intraocular lens. *Graefes Arch Exp Ophthalmol*. 2013; 251(1): 341–8.

Avaliação da Distorção Luminosa na Cirurgia do Cristalino

Santiago Escandón-García¹, Paulo Fernandes¹, Ana Rita Silva², Filomena Ribeiro³, José Salgado-Borges² e José González-Méijome¹

1 - Centro de Física, Universidade do Minho, Portugal

2 - Hospital da Boa Nova, Porto, Portugal

3 - Hospital da Luz, Lisboa, Portugal

INTRODUÇÃO

O conceito de “qualidade de visão” na cirurgia refrativa é amplo e deve englobar não só a qualidade da imagem retiniana formada pela nova óptica induzida no sistema óptico global do olho após a cirurgia, mas também a ausência de alterações na qualidade de visão reportadas pelos doentes de forma subjetiva.

Com o intuito de dar resposta à exigência para prescindir de meios ópticos de compensação visual, tratamentos como a cirurgia refrativa corneana ou a implantação de lentes intraoculares (LIO), tóricas, multifocais ou tóricas multifocais são soluções cada vez mais utilizadas.

Para além disso, as limitações nos procedimentos de cirurgia corneana como as elevadas ametropias em jovens presbiopes levam também a um aumento do número de cirurgias em que o cristalino transparente é substituído por uma LIO multifocal que permita ter visão funcional para várias distâncias sem ter que recorrer a qualquer outra ajuda visual. No entanto, quando se conjugam estes desenhos ópticos mais complexos com doentes altamente exigentes, existe uma maior necessidade de aferir os resultados para além das métricas habituais que medem a acuidade visual ou mesmo a sensibilidade ao contraste, em circunstâncias diferentes daquelas em que o doente desenvolve a sua atividade.

As disfotópsias associadas ao implante de lentes bifocais e multifocais com desenhos ópticos mais complexos ou por colocação incorreta dos dispositivos implantados também têm sido alvo de interesse científico e clínico. Os desenhos difrativos, devido aos anéis concêntricos na superfície da LIO que permitem obter multifocalidade, criam inevitavelmente fenómenos de distorção luminosa principalmente em condições de baixa iluminação. De facto as LIOs atuais são desenhadas com o propósito de minimizar estes efeitos. Com o número crescente de novos dispositivos comercializados e implantados, impõe-se a utilização de novas métricas de avaliação da qualidade visual que considerem não apenas a componente subjetiva (queixas) mas também a componente objetiva do fenómeno físico (disfotópsia), o que pode ser avaliado com diferentes instrumentos atualmente disponíveis comercialmente ou em fase experimental. Neste capítulo serão abordados os resultados obtidos da medida da distorção luminosa enquanto métrica que permite quantificar as disfotópsias com diferentes LIOs, monofocais esféricas, bifocais, trifocais e de profundidade de foco estendido (EDoF), com ou sem geometria tórica, quer em doentes com catarata ou em sujeitos presbítes com cristalino transparente. Será dada especial ênfase aos resultados obtidos em intervenções refrativas utilizando dispositivos intraoculares *Premium*.

DISFOTÓPSIA POSITIVA

Glare, starburst e halo

O termo disfotópsia referindo-se a imagens indesejáveis/

efeitos fóticos colaterais após a cirurgia refrativa foi introduzido no ano 2000 por Tester¹. Em condições de baixa luminosidade, quando o sistema visual é submetido a uma midríase fisiológica, as distorções luminosas podem prejudicar o desempenho visual e a forma como os objetos são percebidos. As manifestações dessas distorções podem ser percebidas pelos doentes em formas de halos, *starburst* (luz com aparência estrelada) e/ou brilho/encandeamento.

Todos esses fenómenos fóticos podem interagir conjuntamente e dificultar uma análise descritiva quer objetiva quer subjetiva pelo doente. Na literatura, podem-se encontrar diferentes designações para esses fenómenos de distorção luminosa.

Alguns exemplos:

- Fenómenos fóticos²;
- Distúrbios da visão noturna (NVD)³⁻⁷;
- Sintomas disfotópicos²;
- Degradações da imagem⁶;
- Fenómenos de brilho e halo⁸.

Atualmente, um dos principais problemas é o desconhecimento em relação à origem de alguns desses fenómenos que, contrariamente a serem imputados a só um de diversos fatores tais como aberrações oculares, dispersão ou difração da luz, pressupõe-se que sejam devidos a uma interação conjunta de todos esses fatores, levando a uma descrição demasiado subjetiva das queixas referidas pelos doentes. Apesar de não ser possível classificar com precisão a etiologia de cada um desses fenómenos de distorção luminosa, foram desenvolvidos métodos que tentam quantificá-los. No entanto, existe falta de padronização e de validação científica de algumas dessas metodologias e alguns são de difícil interpretação quer pelo médico quer pelo doente. Por outro lado, a maioria dos testes não pode correlacionar os resultados com os sintomas. Embora existam métodos diferentes para quantificar a dispersão ocular e outras distorções da visão noturna, existe pouca informação clínica para validação desses sistemas para a prática clínica⁹.

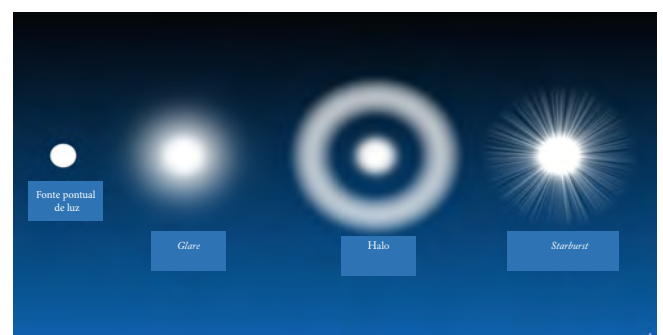


Figura 1. Reprodução dos fenómenos de distorção luminosa nas disfotópsias positivas. (<https://millennialeye.com> consultado em 02.11.2017)

É necessário definir vários termos relacionados com este tópico, uma vez que existe uma grande variedade de definições e de palavras mencionadas de forma incorreta em vários artigos (Figura 1).

- *Glare*/Brilho/Encandeamento: subdivide-se em: a) “brilho de desconforto” que provoca desconforto visual subjetivo e fadiga ocular sem interferir necessariamente no desempenho visual (discriminação e contraste)¹⁰ e explica algumas dificuldades manifestadas pelos doentes em condições de visão noturna; b) “brilho incapacitante” que provoca uma redução significativa do desempenho visual e escassa visibilidade do objeto^{6,11}. Neste caso ocorre uma degradação considerável da imagem e ocorre quando a luminância dentro do campo visual é superior à luminância para a qual os olhos estão adaptados¹¹. Outros autores também o definem como a perda temporária da função visual na presença de uma fonte de luz adjacente brilhante¹¹. Outra tipologia deste fenómeno seria o “brilho em véu” causado pela dispersão de luz dentro do olho reduzindo o contraste da imagem retiniana¹⁰.
- *Starburst*: fenómeno comum e referido como distorção luminosa em forma de “estrela” também frequentemente referido por doentes que apesar de não se terem submetido a cirurgia refrativa, são utilizadores de compensação óptica (óculos), principalmente se a correção estiver desatualizada¹².
- Halo: pode ocorrer com ou sem *starburst*¹¹. Os halos podem ocorrer quando o diâmetro pupilar é maior do que a zona óptica após uma cirurgia refrativa, ou em dispositivos multifocais pela sobreposição no plano retiniano da focagem da luz em diferentes zonas ao longo ou próximo do eixo óptico.

Conforme ilustrado na Figura 2, a experiência visual subjetivamente se concentra em uma forma única de fenómeno luminoso e muitos doentes podem referi-las em situações da

vida real. Por esta razão, utiliza-se o termo distorção luminosa e análise de distorção de luz para aludir ao fenómeno visual em vez de classificá-lo individualmente como fenómeno de halo, *starburst* ou encandeamento.

Atualmente, embora se atinjam altos níveis de satisfação nos procedimentos de cirurgia refrativa, muitos doentes apresentam queixas subjetivas que não se correlacionam com os resultados clínicos apurados com métricas clássicas de análise visual. Após a implantação LIOs, é frequente os doentes reportarem queixas relacionadas com distorção luminosa sendo as queixas visuais mais frequentes o brilho e os halos¹³. No caso particular das LIO fáquicas, a incidência de halos (34%) e brilho (26%)¹⁴ está diretamente relacionada com o aumento do diâmetro pupilar em condições de baixa iluminação (noite)¹⁵ sendo que, fatores como diâmetro da zona óptica da LIO, a diferença entre o tamanho da pupila mesópica e o diâmetro da zona óptica e o diâmetro horizontal da íris visível estão mais relacionados com fenómeno de halos, enquanto que a toricidade da LIO está mais relacionada com a incidência de brilho. A incidência de disforprias incluindo, brilho incapacitante, halos e perda de sensibilidade ao contraste em baixa iluminação, são importantes fatores de insatisfação em doentes submetidos a cirurgia refrativa do cristalino com implantação de LIOs¹⁶.

Existem alguns estudos em que foi avaliada a *performance* de diferentes LIOs (trifocais, bifocais, monofocais, entre outras) no que respeita a fenómenos de distorção luminosa embora não haja nenhum instrumento *gold standard* que permita comparar os estudos e resultados entre si. Na maioria dos estudos realizados apenas são avaliadas as respostas subjetivas dos doentes mediante a utilização de inquéritos^{17,18,19}, o que dificulta ainda mais a comparação dos resultados. A mais recente meta-análise realizada comparando o desempenho da implantação bilateral de dispositivos trifocais e bifocais na cirurgia de catarata ou na cirurgia de substituição de

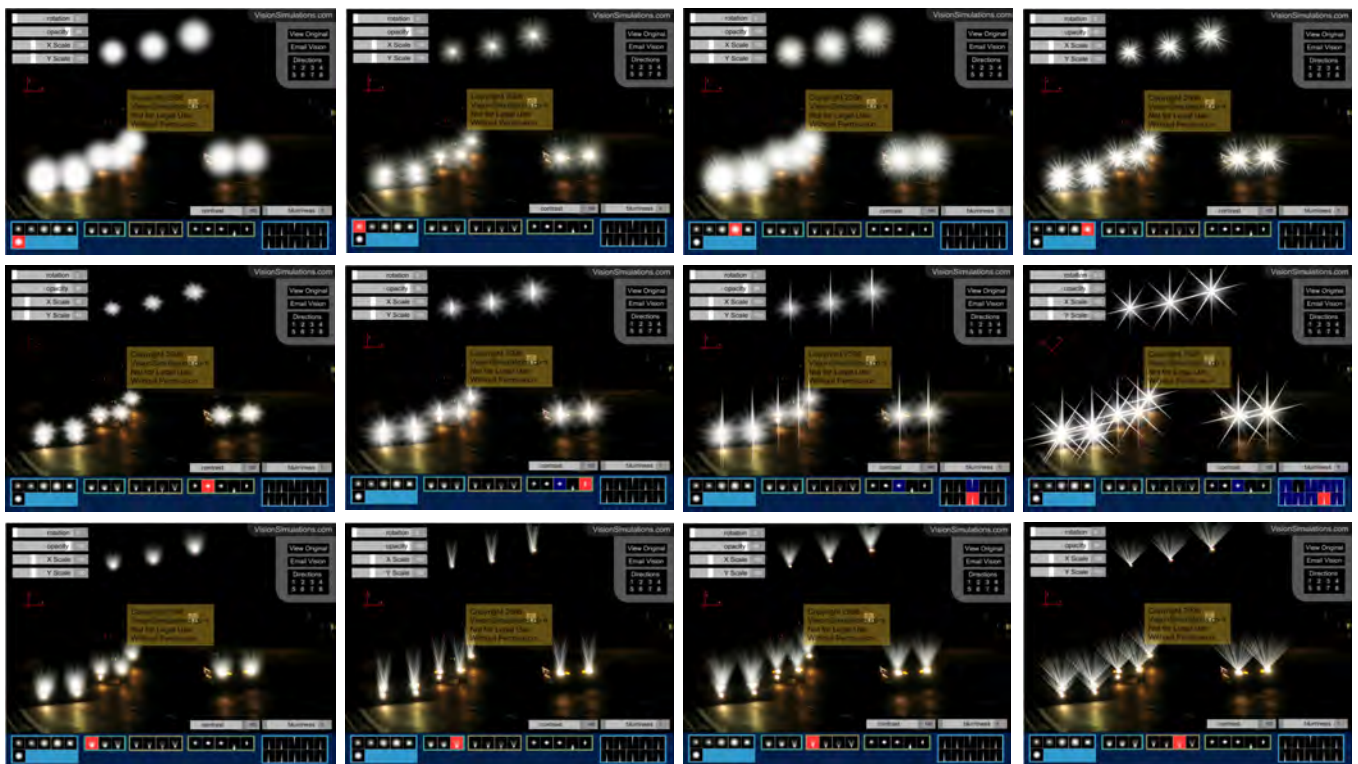


Figura 2. Simulação artificial de diferentes tipos de distorção luminosa nas fontes de luz contra um fundo escuro. (Fonte: <http://www.visionsimulations.com> consultado em 06.11.2017).

cristalino transparente, mostra a necessidade de mais evidência científica para comparação dos resultados obtidos no que respeita ao grau de independência de ajudas ópticas adicionais, satisfação dos doentes e análise das disforópsias²⁰. As LIOs multifocais são implantadas desde os anos 80 e foram desenhadas para facultar visão simultânea para a visão de longe e perto. Dependendo da óptica utilizada podem produzir dois ou mais focos garantindo visão funcional em visão próxima e intermédia. No entanto, devido à distribuição de energia luminosa em cada foco, dependendo ou não do tamanho pupilar, os doentes experimentam uma diminuição de sensibilidade ao contraste e a aparição de fenómenos de disforópsia especialmente em condições de baixa iluminação^{20,21,22,23}.

Os doentes implantados com LIOs multifocais reportam maior incidência (3,5 X mais frequente) de disforópsias do que os doentes implantados com lentes monofocais²⁴, sendo este fenómeno um dos principais motivos de insatisfação referido pelos doentes implantados com estes dispositivos multifocais²⁵ e são identificadas pelos cirurgiões como uma causa comum de explantação de LIOs, junto com a diminuição excessiva da sensibilidade ao contraste e a falha no processo de neuroadaptação²⁶. As lentes de desenho difrativo são identificadas maioritariamente como as lentes com maior número de explantações comparadas com as lentes refrativas (84% vs 16% respectivamente).

Apesar da investigação já realizada neste âmbito existem muitas diferenças nos protocolos utilizados e nos períodos em que as avaliações foram estabelecidas. Tudo isso, juntamente com a falta de homogeneização nas técnicas de análise utilizadas, torna impossível estabelecer uma comparação entre os resultados obtidos. Atualmente não há consenso sobre o período de tempo dentro do qual a recuperação da qualidade visual pré-operatória é restabelecida ou estabilizada.

Alguns autores sugerem que se as queixas relativas aos fenómenos de distorção luminosa (halo e *glare*) surgem no pós-operatório imediato e não diminuem um ou dois meses após a cirurgia e nada justifica a presença dos mesmos (um erro refrativo residual por exemplo) a explantação da lente multifocal deve ser considerada e trocada por uma lente pseudoacomodativa ou uma lente monofocal. Se pelo contrário as queixas referentes a disforópsias aparecem alguns meses depois da intervenção, a opacidade da cápsula posterior deve ser considerada como a causa das mesmas pelo que se deve realizar o devido tratamento²⁷.

Os especialistas em cirurgia refrativa consideram que as melhorias na perceção subjetiva dos doentes são esperadas durante o primeiro ano após a cirurgia. No entanto, existe variabilidade interindividual entre doentes no tempo de recuperação das funções visuais, dependendo de vários fatores como idade, questões biológicas ou simplesmente expectativas sobre resultados cirúrgicos. Num estudo em que se avaliou a acuidade visual e a sensibilidade ao contraste comparando cinco décadas de idade (entre 30 a 70 anos) após a implantação de LIOs difrativas os resultados mostraram que a acuidade visual corrigida e a sensibilidade ao contraste eram piores nos doentes mais idosos mas no grupo com lentes monofocais, não foram encontradas diferenças. Tal descoberta revela uma relação inversamente proporcional entre idade e neuro-adaptação²⁸. Segundo outros estudos, existe uma redução da sensibilidade ao contraste com LIO multifocal comparada com LIO monofocal um mês após a implantação²⁹, no entanto a sensibilidade ao contraste melhora com o tempo após a implantação do LIOs multifocais estabilizando entre 3 a 6 meses após a cirurgia.

Para entender como a tolerância ou a neuro-habilidade nos

doentes funcionam na melhoria do desempenho visual, seria ideal monitorizar mais frequentemente os resultados e seu impacto nas tarefas da vida diária.

O acompanhamento pós-operatório dos doentes implantados com LIOs multifocais é a principal dificuldade na realização de estudos longitudinais, no entanto, essa análise seria conveniente para avaliar o desempenho a longo prazo e as possíveis alterações que podem aparecer na função visual. Num acompanhamento de longo prazo com LIO multifocal com apodização, não foram encontradas diferenças, entre os 6 meses e 3 anos após a cirurgia, na acuidade visual e taxas de disforópsias (para os fenómenos de *glare* e halo)³⁰ sugerindo a óptica difrativa com apodização e a neuro-adaptação como fatores de contribuição nesses resultados.

MÉTODOS DE MEDIDA

Atualmente estão disponíveis diversos métodos para a avaliação da qualidade visual relacionada com as disforópsias positivas.

1. Halo V1.0 (Universidade de Granada, Espanha): trata-se de um *software* que apresenta um estímulo de encandeamento no centro de um ecrã de computador para depois projetar estímulos periféricos de menor tamanho. Têm sido aplicados em diversos estudos relacionados com a medida da qualidade visual após cirurgia refrativa^{7,31} na avaliação do impacto da patologia macular³², na avaliação da patologia corneana que altera a transparência da córnea ou mais recentemente na avaliação do impacto do consumo de álcool³³. A vantagem deste método é a sua fácil implementação ao estar disponível para *download* na página dos investigadores. As principais limitações residem no limitado intervalo de brilho que se pode apresentar num ecrã de computador e que não permite imitar situações reais como a observação de fontes luminosas intensas no escuro, ou a limitação nos parâmetros que aporta quantificando apenas a dimensão da disforópsia, sendo as avaliações de assimetria, irregularidade, entre outras, de tipo qualitativo.

2. ASTON halometer (ASTON University, Reino Unido)³⁴: consiste numa aplicação para *tablet* à qual é incorporado um LED físico central como fonte de encandeamento. À diferença dos anteriores, inclui letras (~0,3 LogMar) movendo-se excentricamente, em vez de LEDs como estímulos periféricos de deteção permitindo quantificar o brilho radial em oito meridianos em torno de um LED central. A principal vantagem é a portabilidade do dispositivo, sendo uma limitação o facto de se realizar a curta distância, e incluir estímulos que requerem ser lidos para se poderem detetar. Apenas apresenta um valor de área, fazendo uma representação geométrica da disforópsia, mas sem aportar parâmetros quantitativos da sua forma ou regularidade.

3. Vision Monitor (Metrovision, França): consiste em duas fontes de luz (LED) colocadas fora de eixo e em lados opostos, funcionando como fonte de encandeamento e utilizando optotipos com letras de baixa luminosidade, que aparecem da periferia em direção à fonte de brilho, em três linhas radiais formando 10 anéis concêntricos³⁵.

4. Light Disturbance Analyzer (LDA, CEORLab, Portugal): é composto por um LED branco central de 5mm de diâmetro que atua como fonte de encandeamento cercada por uma matriz de 240 LEDs de 1mm diâmetro de fonte de luz branca distribuídos em 24 semimeridianos com uma separação angular mínima de 15 graus e uma separação linear de 10 mm para cobrir um campo angular de 10° à distância de exame de 2 metros (ver Figura 3).

As especificações técnicas das características dos LEDs e os procedimentos de exame podem ser consultados em trabalhos

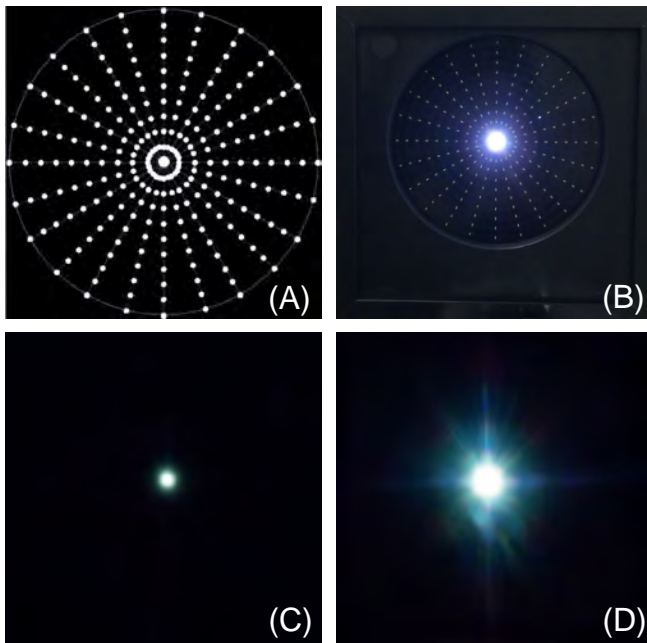


Figura 3. (A) Distribuição da fonte de luz central principal e estímulos de luz periférica menores de acordo com a exibição utilizada no protótipo de analisador de distorção de luz; (B) aparência real do hardware LED com a fonte de brilho central e um estímulo periférico (5º círculo a 30º) ativado; (C) fonte de reflexão central apresentada em escuridão total com distorção muito pequena; (D) fonte de reflexão central apresentada na escuridão total com grande distorção.

previamente publicados^{36,37,38}. Em resumo, numa sala escura, o instrumento apresenta a fonte central de encandeamento na intensidade máxima, enquanto que os LEDs periféricos são apresentados sequencialmente em volta da fonte central de luz usando seqüências diferentes em tempos aleatórios de 250 a 750 ms e os diferentes semimeridianos são explorados em ordem aleatória. O doente é instruído a fixar sempre o LED central e fornece *feedback* sobre os estímulos periféricos que podem ser vistos clicando num atuador remoto e o sistema avalia automaticamente o próximo semimeridiano.

O índice de distorção luminosa (LDI) é calculado como a proporção da área dos pontos perdidos pelo sujeito e a área total explorada e é expresso como percentagem (%). Os valores mais altos de distorção são interpretados como a menor capacidade de discriminar estímulos pequenos circundantes que estão escondidos pela distorção induzida pela fonte central de luz.

APLICAÇÕES NA CIRURGIA DE CRISTALINO DO ANALISADOR DA DISTORÇÃO LUMINOSA

Nos estudos realizados numa amostra submetida à cirurgia de catarata observa-se um aumento do LDI, medido com o LDA, em doentes implantados quer com LIO monofocal quer com LIO multifocal, sendo este aumento significativamente superior nas LIO multifocais. O efeito de adição binocular (calculada como a % de diminuição ou aumento da distorção luminosa em condições binoculares, em comparação com o valor monocular médio: ((Monocular-Binocular) / Binocular) × 100) em que valores positivos indicam uma redução do distúrbio em condições binoculares, enquanto que um valor negativo indica um aumento de perturbação em condições binoculares) foi maior no grupo implantado com LIOs multifocais (redução em 29%) do que no grupo com LIOs monofocais (redução de 14%). A idade foi identificada como um fator que condiciona o valor da distorção luminosa objetivada com o LDA em doentes implantados com LIOs multifocais tendo uma correlação moderada de 40%.

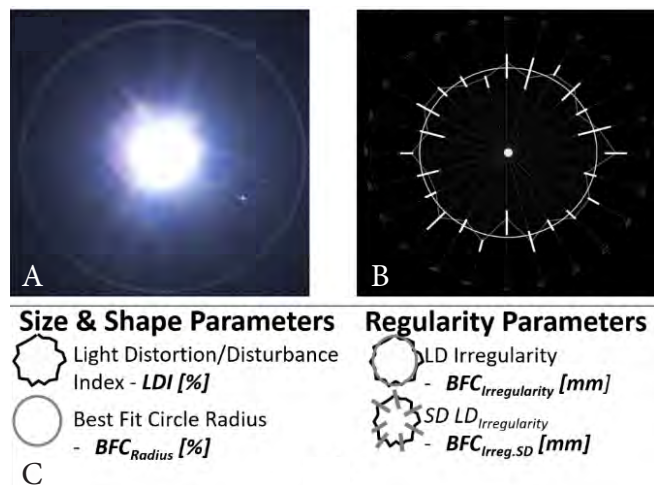


Figura 4. Ilustração da distribuição da fonte central principal de luz e estímulos. (a) dispositivo experimental LDA com a luz; (b) uma ilustração da aparência de layout do tamanho e forma da distorção luminosa; (c) parâmetros de quantificação de tamanho, forma e regularidade fornecidos pelo Light Distortion Analyzer.

Observa-se que no curto e médio prazo, após a cirurgia, há uma melhoria contínua e não linear no desempenho visual com implantação de LIOs multifocais após extração da catarata ou explantação do cristalino transparente. No entanto, esta melhoria não se observa em testes clínicos comuns, como a função de sensibilidade ao contraste (CSF). De facto, as curvas de desfocagem mostraram-se estáveis ao longo do tempo. Outros parâmetros objetivos, como o LDI, não se alteraram significativamente ao longo do tempo (Figura 5), sugerindo que as disfotopsias decorrentes da implantação multifocal de LIO³⁹ continuam presentes no curto e médio prazo após a cirurgia.

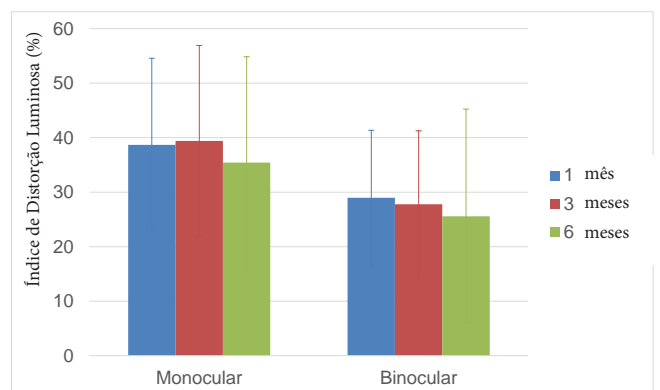


Figura 5. Índice de distorção luminosa (%) em condições monoculares e binoculares em visitas de 1, 3 e 6 meses após implante bilateral de LIOs multifocais PREMIUM. As barras de erro representam 1xSD.

Apesar de um desempenho estável ao longo do tempo, os sintomas e as métricas objetivas de avaliação do desempenho visual em condições de baixa iluminação, revelam um efeito adaptativo ao longo do tempo (1 a 6 meses) que é mais significativo para a percepção subjetiva do incómodo provocado pela presença do distúrbio luminoso (Figura 6). Existe uma correlação negativa entre LDI e CSF no longo prazo, o que significa que, quanto maior o distúrbio luminoso, menor a sensibilidade ao contraste e vice-versa, o que pode ser interpretado como uma melhoria da percepção visual

dos doentes no médio prazo, pois os distúrbios luminosos quando avaliados de forma subjetiva, através de questionário, os doentes relatam que a frequência e gravidade dos sintomas permanecem bastante estáveis, no entanto a subcategoria incómodo foi aquela com maior redução ao longo do período de acompanhamento. Isso sugere que, embora os fenómenos físicos ainda estejam presentes e bastante estáveis como demonstrado de forma objetiva pelo instrumento LDA, os doentes começam a minorar as suas preocupações no médio prazo, sugerindo uma mudança perceptual ao longo do tempo. As disforópsias medidas com LDA nas LIO multifocais de última geração, as denominadas “Premium” mostram também um aumento do LDI, no entanto contrariamente ao observado com as lentes trifocais, com a EDof não se verifica uma redução ao longo do tempo, quer medido de forma objetiva pelo LDA quer quando avaliada de forma subjetiva pela realização de questionário.

Observa-se o efeito de adição binocular para os resultados com LDA, demonstrando que o distúrbio binocular é reduzido em comparação com os valores monoculares obtidos, especialmente no período pós-operatório imediato, onde se observam níveis mais elevados, atenuando a perturbação monocular ao longo do tempo.

Nas LIO multifocais tóricas, apesar do seu desenho óptico mais complexo, observa-se um aumento do LDI, no entanto os resultados são semelhante aos obtidos para as LIO esféricas.

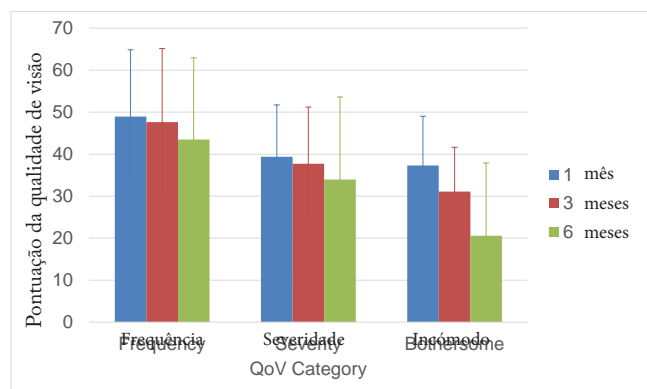


Figura 6. Pontuação da qualidade de visão para Frequência, Severidade e Incómodo em 1, 3 e 6 meses após implante bilateral de LIOs multifocais PREMIUM. As barras de erro representam 1xSD.

CONCLUSÕES

- O aumento das disforópsias está presente na população pseudofáquica, particularmente naqueles implantados com LIO multifocais;
- Em comparação com os doentes com catarata leve a moderada, a implantação de LIO oferece vários benefícios, mas à custa de algum aumento na perceção de disforópsias;
- A análise de distorção luminosa é recomendada quando existem queixas dos doentes em relação à qualidade visual percebida embora outras métricas como a AV ou a sensibilidade ao contraste estejam dentro dos valores normais;
- O aumento das disforópsias não pode ser previsto por outras medidas visuais habituais e representa um aspeto singular na qualidade da avaliação da visão de doentes pseudofáquicos;
- A adição binocular está presente para os resultados da LDA, demonstrando que as disforópsias binoculares são reduzidas em comparação com os valores monoculares

obtidos com o LDA, especialmente no primeiro mês do período pós-operatório imediato, onde foram encontrados níveis elevados;

- Embora as métricas de acuidade visual comumente registadas no contexto clínico não mostrem mudanças no desempenho visual aos 3 e 6 meses após a implantação da LIO, a sensibilidade ao contraste (sem e com encandeamento) e a perceção de disforópsias melhora significativamente ao longo deste período;
- O incómodo subjetivo reportado pelos doentes melhora enquanto as métricas objetivas e as outras variáveis (frequência e severidade) subjetivas de disforópsias permanecem bastante estáveis no curto e médio prazo. Isso sugere uma tolerância aos fenómenos visuais;
- As queixas de curto prazo (a 1 ou 3 meses) estão correlacionadas com queixas de longo prazo (aos 6 meses) e oferecem ao clínico uma informação potencialmente importante sobre a evolução futura de doentes com sintomas após a implantação de LIO multifocais.

REFERÊNCIAS

1. Tester R, Pace NL, Samore M, Olson RJ. Dysphotopsia in phakic and pseudophakic patients: incidence and relation to intraocular lens type (2). J Cataract Refract Surg 2000; 26(6): 810-6.
2. Allen RJ, Saleh GM, Litwin AS, Sciscio A, Beckingsale AB, Fitzke FW. Glare and halo with refractive correction. Clin Exp Optom 2008; 91(2): 156-60.
3. Jewelewicz DA, Evans R, Chen R, Trokel S, Florakis GJ. Evaluation of night vision disturbances in contact lens wearers. CLAO J 1998; 24(2): 107-10.
4. Florakis GJ, Jewelewicz DA, Fan NI, Trokel SL. Night vision testing in unoperated eyes. J Refract Surg 1996; 12(2): S311-2.
5. Florakis GJ, Jewelewicz DA, Michelsen HE, Trokel SL. Evaluation of night vision disturbances. J Refract Corneal Surg 1994; 10(3): 333-8.
6. Fan-Paul NI, Li J, Miller JS, Florakis GJ. Night vision disturbances after corneal refractive surgery. Surv Ophthalmol 2002; 47(6): 533-46.
7. Villa C, Gutierrez R, Jimenez JR, Gonzalez-Mejome JM. Night vision disturbances after successful LASIK surgery. Br J Ophthalmol 2007; 91(8): 1031-7.
8. Lackner B, Pich S, Schmidinger G, Hanselmayer G, Simader C, Reitner A, Skorpik C. Glare and halo phenomena after laser in situ keratomileusis. J Cataract Refract Surg 2003; 29(3): 444-50.
9. Pinero DP, Ortiz D, Alio JL. Ocular scattering. Optom Vis Sci 2010; 87(9): E682-E696.
10. Regan D. The Charles F Prentice Award Lecture 1990: specific tests and specific blindness: keys, locks, and parallel processing. Optom Vis Sci 1991; 68(7): 489-512.
11. Drum B, Calogero D, Rorer E. Assessment of visual performance in the evaluation of new medical products. Drug Discov Today Technologies 2007; 4(2) 55-61.
12. Jewelewicz DA1, Evans R, Chen R, Trokel S, Florakis GJ. Evaluation of night vision disturbances in contact lens wearers. CLAO J 1998; 24(2): 107-10.
13. Häring G, Dick HB, Krummenauer F, Weissmantel U, Kröncke W. Subjective photic phenomena with refractive multifocal and monofocal intraocular lenses. results of a multicenter questionnaire. J Cataract Refract Surg 2001; 27(2): 245-9.
14. Lim DH, Lyu IJ, Choi SH, Chung ES, Chung TY. Risk factors associated with night vision disturbances after phakic intraocular lens implantation. Am J Ophthalmol 2014; 157(1): 135-41.
15. Maroccos R, Vaz F, Marinho A, Guell J, Lohmann CP. [Glare and halos after “phakic IOL”. Surgery for the correction of high myopia]. Ophthalmologie 2001; 98(11): 1055-9.
16. Welch NR, Gregori N, Zabriskie N, Olson RJ. Satisfaction and dysphotopsia in the pseudophakic patient. Can J Ophthalmol 2010; 45(2): 140-3.
17. Javitt JC, Wang F, Trentacost DJ, Rowe M, Tarantino N. Outcomes of cataract extraction with multifocal intraocular lens implantation: functional status and quality of life. Ophthalmology 1997; 104(4): 589-99.
18. Winther-Nielsen A, Gyldenkerne G, Corydon L. Contrast sensitivity, glare, and visual function: diffractive multifocal versus bilateral monofocal intraocular lenses. J Cataract Refract Surg 1995; 21(2): 202-7.
19. Sedgewick JH, Orillac R, Link C. Array multifocal intraocular lens in

- a charity hospital training program: a resident's experience. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28(7): 1205-10.
20. Xu Z, Cao D, Chen X, Wu S, Wang X, Wu Q. Comparison of clinical performance between trifocal and bifocal intraocular lenses: A meta-analysis. *PLoS One* 2017; 12(10): e0186522.
 21. Ye PP, Li X, Yao K. Visual outcome and optical quality after bilateral implantation of aspheric diffractive multifocal, aspheric monofocal and spherical monofocal intraocular lenses: a prospective comparison. *Int J Ophthalmol* 2013; 6(3): 300-6.
 22. Dick HB, Krummenauer F, Schwenn O, Krist R, Pfeiffer N. Objective and subjective evaluation of photic phenomena after monofocal and multifocal intraocular lens implantation. *Ophthalmology* 1999; 106(10): 1878-86.
 23. Casprini F, Balestrazzi A, Tosi GM, Miracco F, Martone G, Cevenini G, Caporossi A. Glare disability and spherical aberration with five foldable intraocular lenses: a prospective randomized study. *Acta Ophthalmol Scand* 2005; 83(1): 20-5.
 24. de Vries NE, Nuijts RM. Multifocal intraocular lenses in cataract surgery: literature review of benefits and side effects. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(2): 268-78.
 25. Leyland M, Zinicola E. Multifocal versus monofocal intraocular lenses in cataract surgery: a systematic review. *Ophthalmology* 2003; 110(9): 1789-98.
 26. de Vries NE, Webers CA, Touwslager WR, Bauer NJ, de Brabander J, Berendschot TT, Nuijts RM. Dissatisfaction after implantation of multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(5): 859-65.
 27. Kamiya K, Hayashi K, Shimizu K, Negishi K, Sato M, Bissen-Miyajima H, Survey Working Group of the Japanese Society of Cataract and Refractive Surgery. Multifocal Intraocular Lens Implantation: A Case Series of 50 Eyes. *Am J Ophthalmol* 2014; 158(2): 215-20.
 28. Braga-Mele R, Chang D, Dewey S, Foster G, Henderson BA, Hill W, Hoffman R, Little B, Mamalis N, Oetting T, Serafino D, Talley-Rostov A, Vasavada A, Yoo S, ASCRS Cataract Clinical Committee. Multifocal intraocular lenses: relative indications and contraindications for implantation. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40(2): 313-22.
 29. Yoshino M, Bissen-Miyajima H, Minami K. Assessment of whether visual outcomes with diffractive multifocal intraocular lenses vary with patient age. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(10): 1502-6.
 30. Montes-Micó R, Alió JL. Distance and near contrast sensitivity function after multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29(4): 703-11.
 31. Puell MC, Palomo-Álvarez C. Effects of Light Scatter and Blur on Low-Contrast Vision and Disk Halo Size. *Optom Vis Sci*. 2017; 94(4): 505-10.
 32. Jiménez JR, Villa C, Anera RG, Gutiérrez R, del Barco LJ. Binocular visual performance after LASIK. *J Refract Surg* 2006; 22(7): 679-88.
 33. Castro JJ, Jiménez JR, Ortiz C, Alarcón A, Anera RG. New testing software for quantifying discrimination capacity in subjects with ocular pathologies. *J Biomed Opt*. 2011; 16(1): 015001.
 34. Castro JJ, Ortiz C, Pozo AM, Anera RG, Soler M. A visual test based on a freeware software for quantifying and displaying night-vision disturbances: study in subjects after alcohol consumption. *Theor Biol Med Model* 2014; 11 Suppl 1: S1.
 35. Sivardeen A, Laughton D, Wolffsohn JS. Randomized crossover trial of silicone hydrogel presbyopic contact lenses. *Optom Vis Sci* 2016; 93(2): 141-9.
 36. de Vries NE, Webers CA, Montes-Mico R, Tahzib NG, Cheng YY, de Brabander J, Hendrikse F, Nuijts RM. Long-term follow-up of a multifocal apodized diffractive intraocular lens after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34(9): 1476-82.
 37. Ferreira-Neves H, Macedo-de-Araújo R, Rico-del-Viejo L, Silva AC, Queirós A, González-Méijome JM. Validation of a method to measure light distortion surrounding a source of glare. *J Biomed Optics*; 20(7): 75002.
 38. Linhares JMM, Neves H, Lopes-Ferreira D, Faria-Ribeiro M, Peixoto-de-Matos SC, González-Méijome JM. Radiometric characterization of a novel led array system for visual assessment. *Journal of Modern Optics*. 2013; 60: 1136-44.
 39. Escandón-García S. Visual performance and adaptation to light disturbances in pseudophakic patients implanted with multifocal intraocular devices for presbyopia correction. PhD Thesis. University of Minho. Braga, July 2017.

Sensibilidad al contraste y curvas de desenfoque

Joaquín Fernández Pérez¹, Manuel Rodríguez-Vallejo², Ana Tauste Francés² y Javier Martínez Peña²

1 - Qvision, Hospital Vithas Virgen del Mar, Almería, España

2 - Complejo Hospitalario de Torrecárdenas, Almería, España

¿QUÉ ES LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE?

La luminancia es una magnitud física que determina la cantidad de luz que refleja o emite un estímulo. No hay que confundirla con la Luminosidad que es la percepción de intensidad luminosa del sistema visual. Existen diferentes formas de cuantificar el contraste de luminancia entre un estímulo y su fondo. Cuando solo existen dos niveles de luminancia, como puede ser la luminancia del optotipo (L_o) y el fondo (L_f) en un optotipo de contraste variable, se emplea la siguiente ecuación para caracterizar el contraste (Figura 1A)¹.

$$C = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max}} \quad C = \frac{L_f - L_o}{L_f}$$

Esta ecuación ha sido escrita suponiendo que la luminancia del fondo es mayor que la del optotipo. En caso de optotipos positivos (fondo oscuro, optotipo claro) el numerador de la ecuación anterior se invierte. Como la ecuación se basa en un ratio de luminancias, el contraste resultante (C) no dispone de ninguna magnitud física que le acompañe. Cuando en el test aparecen más de dos luminancias implicadas, como puede ser una red sinusoidal, utilizamos la fórmula de contraste de Michelson (Figura 1B)²:

$$C = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}}$$

Estas dos ecuaciones empleadas para calcular el contraste son la base de todos los test clínicos de evaluación de la sensibilidad al contraste.

El contraste es una magnitud medible físicamente que se corresponde con la información proveniente del estímulo. Cuando presentamos un estímulo de contraste variable a un observador, disminuyendo su magnitud, llegará un momento que no podrá ser detectado. Decimos entonces que hemos alcanzado el Umbral de Contraste.

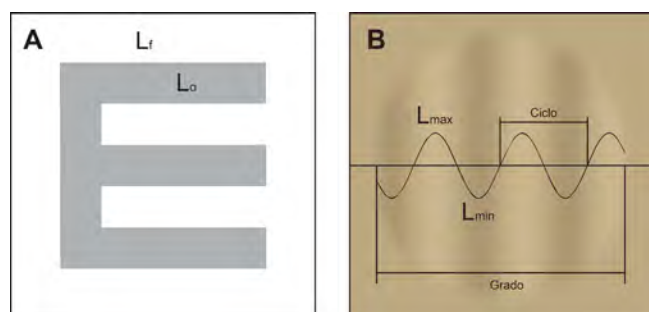


Figura 1. A) Optotipo de contraste variable donde L_o representa la luminancia del optotipo y L_f la del fondo. B) Red sinusoidal de contraste variable donde L_{max} representa la luminancia máxima de la red y L_{min} la mínima. Un ciclo comprende un par de líneas de luminancias máxima y mínima. La frecuencia de la red se determina en base al número de ciclos por unidad de grado.

El umbral de contraste lo podemos definir como la mínima cantidad de contraste necesario que debe tener el estímulo sobre un fondo uniforme para poder ser detectado. Si el contraste es menor a nuestro valor umbral, no seremos capaces de detectarlo. Aparece entonces una habilidad del observador que está relacionada con su capacidad de detectar un objeto sobre un fondo. Esta habilidad recibe el nombre de Sensibilidad al Contraste (SC). El contraste (magnitud física, C) perceptible por un observador alcanzará un valor umbral cuya inversa dará lugar a la sensibilidad al contraste (habilidad visual, $SC = 1/C$).

¿CÓMO MEDIMOS LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE?

Ya hablamos en el apartado anterior de que podemos utilizar redes sinusoidales u optotipos de contraste variable para valorar la sensibilidad al contraste. No obstante, las diferencias entre ambos estímulos visuales hacen que la información obtenida con cada uno de ellos no sea intercambiable aunque sí que se encuentre relacionada de alguna forma^{3,4}.

Las redes sinusoidales son el patrón estímulo más sencillo para medir la sensibilidad al contraste. Como podemos observar en la Figura 1B existe una transición degradada entre cada máximo y mínimo de luminancia. Esta combinación recibe el nombre de ciclo y servirá para describir el test de sensibilidad al contraste. Cuantos más ciclos haya dentro de un grado diremos que la red posee una mayor frecuencia espacial y viceversa.

En los test de sensibilidad al contraste compuestos por redes sinusoidales se analiza la denominada Curva de Sensibilidad al Contraste (Contrast Sensitivity Function, CSF). Para determinar esta curva se calcula la sensibilidad ($1/C$) con el incremento de la frecuencia espacial. El resultado es una curva donde las frecuencias espaciales evaluadas se representan en el eje de abscisas y la sensibilidad para cada una de estas frecuencias en el eje ordenadas.

La sensibilidad obtenida al aumentar la frecuencia de una red sinusoidal se encuentra correlacionada con la sensibilidad obtenida al disminuir el tamaño de un optotipo. Aunque es cierto que esta correlación no es lineal⁵, la sensibilidad medida con redes de alta frecuencia mantiene un mejor acuerdo con la sensibilidad medida con optotipos de pequeño tamaño o menor detalle y viceversa. La Figura 2 describe una analogía entre la CSF medida con redes sinusoidales y el acuerdo con optotipos de tamaño variable. La curva representaría la CSF de tal forma que contrastes por encima de la curva no serán percibidos por el paciente al contrario que contrastes por debajo de la curva. Además vemos que conforme se incrementa la frecuencia y disminuye el tamaño del optotipo también lo hace la sensibilidad al contraste en el paciente normal. Una métrica relacionada con esta curva sería la agudeza visual o inversa del detalle más pequeño de optotipo que un paciente es capaz de resolver. Tanto la agudeza visual de alto contraste como la de bajo representarían tan solo un

punto de la curva, lo cual pone de manifiesto la pérdida de información acerca del rendimiento visual total cuando tan solo medimos la agudeza visual y no la CSF.

Los test de medida de la CSF en estudios con lentes intraoculares multifocales no miden la CSF de forma completa sino que seleccionan 4 o 5 frecuencias espaciales. Por ejemplo, el VCTS^{6,7} y el FACT^{8,9} dos de los test de medida de la CSF más usados incorporan 5 frecuencias espaciales (1.5, 3, 6, 12 y 18), siendo la separación entre frecuencias de una octava. El CSV1000-E y el ClinicCSF¹⁰ por el contrario tan solo evalúan 4 canales (3, 6, 12 y 18) separados por una octava¹¹ e inclinando las redes sinusoidales $\pm 15^\circ$ para someter al paciente a una tarea de elección múltiple con 3 posibles respuestas (vertical, inclinado a la derecha e inclinado a la izquierda)².

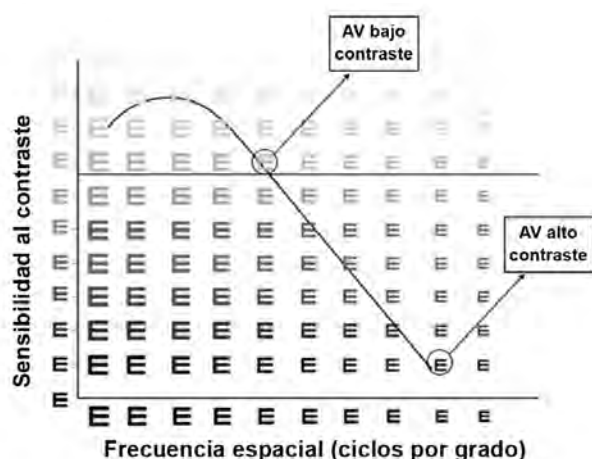


Figura 2. La función de sensibilidad al contraste representa el contraste detectado por un paciente en función de su frecuencia espacial. La frecuencia espacial con redes sinusoidales se correlaciona de forma no lineal con el tamaño del optotipo. Para una mejor comprensión, la figura muestra un optotipo disminuyendo su tamaño para describir el concepto de frecuencia espacial en lugar de utilizar una red sinusoidal con mayor frecuencia espacial.

La CSF es una medida habitual en estudios de rendimiento visual con Lentes Intraoculares Multifocales (LIOMs). Marques *et al.*¹² no encontraron diferencias significativas para 4 frecuencias espaciales de 3,6,12 y 18 cpG en comparación de FineVision y AT Lisa Tri. Ruiz-Mesa *et al.*¹³ tampoco encontraron diferencias entre FineVision y Symphony, incluyendo la frecuencia de 1.5 cpG y reportando que las bajas frecuencias espaciales de 1.5, 3, 6 se encontraban dentro del rango normal de pacientes no implantados con LIOMs. Jonker *et al.*¹⁴ reportaron diferencias significativas a favor de una lente bifocal Acrysoft Restor +3 frente a una lente Finevision pero exclusivamente dentro de la frecuencia de 6 cpG. Cochener B *et al.*⁶ tampoco encontraron diferencias significativas entre una lente bifocal Tecnis ZMB00 y una Finevision para las 4 frecuencias evaluadas de 1.5, 3, 6 y 12 cpG. Bilbao-Calabuig *et al.*¹⁵ tampoco encontraron diferencias significativas entre una blended-vision con dos bifocales de +2.50 D y +3.00 D y la lente FineVision para ninguna frecuencia espacial. Pedrotti *et al.*¹⁶ tampoco reportaron diferencias significativas entre una lente intraocular monofocal Tecnis ZCB00 y la lente Symphony para ninguna de las frecuencias espaciales evaluadas¹⁶.

En nuestra opinión, tal y como ponen de manifiesto los resultados de los estudios anteriormente citados, la medición de la CSF para 4 frecuencias espaciales podría ser reemplazada por otras métricas que aportasen mayor información sobre el rendimiento visual con LIOMs a múltiples distancias ya que la CSF se mide generalmente a tan solo una distancia (lejos)

y sobre esta no se ha encontrado diferente afectación para las 4 frecuencias espaciales en comparativa entre LIOMs.

¿QUÉ SON LAS CURVAS DE DESENOQUE?

Las curvas de desenfoque representan la métrica más completa en la actualidad para conocer el rendimiento visual del paciente a múltiples distancias. Este tipo de curvas se realizan desde los años 90 con el fin de conocer la extensión de la profundidad de campo en un procedimiento multifocal y la visión alcanzada por el paciente a múltiples distancias¹⁷.

Para conocer cuál es la visión del paciente a múltiples distancias podríamos utilizar un test de agudeza visual que fuese cambiando de escala en función de la distancia de presentación, no obstante este sería un proceso muy laborioso, que nos llevaría mucho tiempo, y no exento de errores debido a no encontrarnos a la distancia exacta de evaluación, especialmente cuando evaluamos el rango de visión próxima en el que unos pocos centímetros pueden darnos una variación importante en la visión del paciente con una LIOM (Figura 3).

Para agilizar este procedimiento y minimizar los posibles errores en la distancia de presentación podemos utilizar un test a distancia lejana (~6 m) e introducir diferentes lentes positivas y negativas que varíen la vergencia de la luz de la misma forma que si variásemos la distancia de presentación del test. Para calcular la correspondencia entre distancia y dioptrías tan solo debemos calcular la inversa de la distancia en metros. Por ejemplo, para simular una distancia de 40 cm tendríamos que colocar una lente de potencia igual a -2.5 D (1/0.4 m).

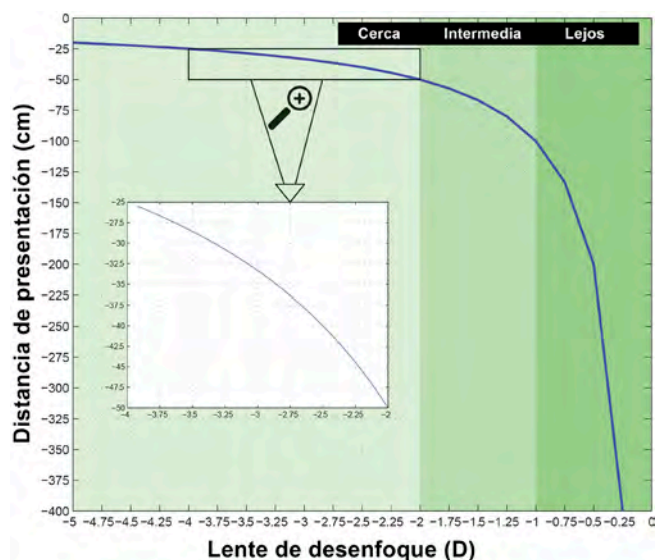


Figura 3. Correlación entre distancia de presentación del test y lente de desenfoque utilizada para simular dicha distancia de presentación.

La correlación entre saltos dióptricos y distancia no es lineal tal y como se muestra en la Figura 3. Esto quiere decir que una pequeña variación en la distancia de presentación en cerca puede corresponderse con un salto dióptrico importante. Tal y como se puede ver en la región aumentada de cerca de la Figura 3. Una variación en la distancia de presentación de 25 cm a 30 cm se corresponde con un salto dióptrico de más de 0.5 D pasando de una lente de desenfoque de -4.00 D a una superior a -3.50 D mientras que un salto dióptrico de 0.50 D en lejos, por ejemplo de -1.0 D a -0.5 D se corresponde con una variación de distancia de 100 cm. Debido a esta importante variación de la agudeza visual con un pequeño error de distancia es aconsejable no medir las curvas de desenfoque a distancia próxima y siempre hacerlo a distancia lejana¹⁸.

Ya sabemos que se recomienda medir las curvas de desenfoco en lejos, cuanto mayor sea la distancia mejor, y si no tenemos posibilidad de disponer de un gabinete con una distancia de 4 metros o más podemos llevar a cabo el procedimiento a 2 m siempre y cuando coloquemos una lente de +0.50 D durante la prueba que corrija la distancia proximal.

La siguiente pregunta que nos podemos hacer es, ¿qué lentes de desenfoco debo utilizar? La respuesta a esta pregunta dependerá del rango de visión que deseemos evaluar o dicho de otra forma, la distancia de trabajo en cerca del paciente. Teniendo en cuenta esta consideración sí que es cierto que en un rango de +1.00 D a -4.00 D cubrimos la visión del paciente desde infinito hasta 25 cm tal y como se muestra en la Figura 3. En casos particulares este rango puede variar, por ejemplo con lentes intraoculares de profundidad de foco extendida (+1.50 D a -2.50 D)¹⁹. Además del rango de visión también deberemos decidir los saltos dióptricos que vamos a seleccionar, de manera estandarizada siempre vamos a llevar a cabo las curvas en pasos de 0.50 D²⁰.

Cuando llevamos a cabo el procedimiento con cartas de optotipos en pacientes con lentes intraoculares (pseudofáquicos) es preferible empezar el procedimiento con lentes negativas (-4.00 D) ya que iremos de una peor visión a una mejor visión y de esta forma evitaremos el problema de memorización de las letras en caso de que no dispongamos de un test computerizado en el que los optotipos varíen de forma aleatoria con cada respuesta del paciente. Además, en lentes intraoculares bifocales en las que la agudeza visual disminuye en visión intermedia sería recomendable cambiar la carta de optotipos estática a partir de -2.0 D con el fin de evitar la memorización de las letras con la consecuente sobreestimación en visión intermedia.

Otra alternativa propuesta por Gupta *et al.* para evitar el efecto aprendizaje es aleatorizar el orden de lectura de las letras, aleatorizar el orden de las lentes de desenfoco o ambos²¹. Este último criterio de aleatorizar las lentes de desenfoco es el utilizado en la actualidad durante muchos ensayos clínicos con cartas de optotipos. Sin embargo, los inconvenientes anteriormente citados desaparecen cuando utilizamos un test de optotipos aleatorios como el Multifocal Lens Analyzer²².

CURVAS DE DESEFOQUE DE SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

Las curvas de desenfoco de agudeza visual son ampliamente utilizadas en la práctica clínica. Sin embargo, como ya hemos visto la agudeza visual tan solo representa un punto en la CSF y pacientes con una misma agudeza visual pueden tener una calidad visual muy diferente que puede ser diferenciada a través de un test de sensibilidad al contraste²³. En el año 2016 iniciamos las investigaciones con una nueva herramienta automatizada diseñada y programada por Rodríguez-Vallejo M. de medida de las curvas de desenfoco que permite no solo evaluar la curva de desenfoco de agudeza visual sino también la curva de desenfoco de sensibilidad al contraste a partir de la variación de contraste de un optotipo de tamaño estático²². Esta herramienta denominada Multifocal Lens Analyzer consiste en un test automatizado reproducido a través de un iPad el cual ha demostrado ser un instrumento útil y fiable para la medida del rendimiento visual^{10,24-26}.

El sistema posee ventajas importantes con respecto a los test convencionales de medida de las curvas de desenfoco, entre ellas:

- La medida del umbral de visión es independiente del clínico y se alcanza a través de un método psicofísico controlado a través de la aplicación.
- Emplea un optotipo (E de Snellen con efecto *crowding*) que se presenta en 4 posibles orientaciones de manera

aleatoria con el fin de evitar la memorización.

- Se repite el procedimiento para cada una de las posibles lentes de desenfoco desde +1.00 D a -4.00 D en pasos de -0.50 D, obteniendo finalmente una curva de desenfoco que describe la visión desde infinito hasta 25 cm.
- El procedimiento se completa en un periodo entre 7 y 8 minutos. Considerablemente menos tiempo que la medida convencional de curvas de desenfoco.

Puesto que el procedimiento es totalmente automatizado, el clínico tan solo se tiene que encargar de pulsar en el botón coincidente con la respuesta dada por el sujeto, siendo la aplicación la que controla si aumentar o disminuir el tamaño/contraste del optotipo, pasar al siguiente nivel de desenfoco a través de un mensaje de alerta de cambio de lente, o finalizar la prueba. El protocolo de medida con el Multifocal Lens Analyzer conlleva el siguiente procedimiento:

- Paciente sentado a 2 m del iPad con lente de +0,50D sobre gafa de pruebas que compensa la vergencia proximal.
- El iPad se mantendrá sujeto a través de un trípode centrado a la altura del eje visual del paciente con una ligera inclinación en el caso de existir cualquier tipo de reflexión lumínica externa sobre la pantalla.
- Deshabilitar la opción de brillo automático de la sección de ajustes del iPad y establecer un porcentaje de brillo del 85% dentro de la aplicación.
- Colocar la mejor corrección obtenida para el paciente durante el examen subjetivo.
- Realizar la prueba monocular o binocular en función de nuestras necesidades.
- Explicar al paciente la prueba con el fin de evitar el cansancio durante la misma.

CASO CLÍNICO

A continuación presentamos el ejemplo de un caso clínico en el que las curvas de desenfoco de sensibilidad al contraste representan de forma más fiable cómo es la calidad de visión del paciente que las curvas de desenfoco de agudeza visual. La Figura 4 representa una curva de desenfoco de agudeza visual monocular en un paciente implantado con una lente intraocular trifocal de baja adición (+3.00 D en plano LIO, +2.00 D en plano gafa).

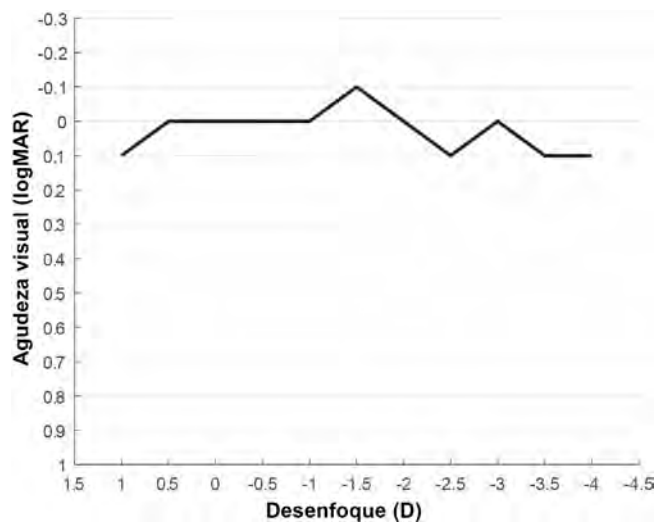


Figura 4. Curva de desenfoco monocular de agudeza visual en un paciente implantado con una lente intraocular trifocal de baja adición.

Pese a ser tomada con la mejor corrección subjetiva podemos comprobar que la agudeza visual en lejos (0 D) es 0 logMAR (20/20). Además, la agudeza visual se mantiene en 0.1 logMAR (20/25) hasta la lente de desenfoque de -4.00 D lo que supone una agudeza visual de 20/25 hasta una distancia de 25 cm, algo realmente extraño en una lente trifocal de baja adición. Podríamos decir que la curva de desenfoque de agudeza visual es realmente buena, ¿pero eso supone que la calidad de visión es tan buena como representa la curva de desenfoque de agudeza visual?

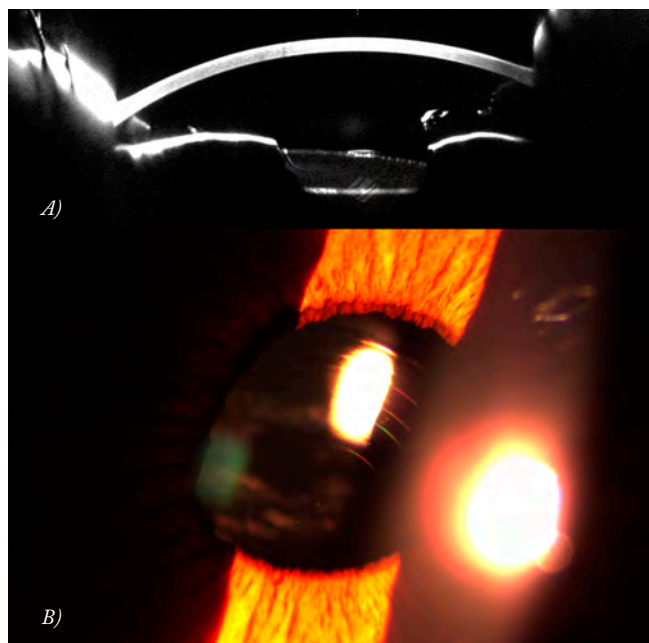


Figura 5. En la parte superior se muestra una imagen de Scheimpflug donde observamos que la lente se encuentra no solamente descentrada hacia abajo sino que también está inclinada. La imagen inferior muestra una captura con lámpara de hendidura que pone de manifiesto el descentramiento de la lente que junto a la inclinación origina una deformación inferior de la pupila.

La Figura 5 pone de manifiesto que existe una anomalía por la cual se obtiene una curva de desenfoque de agudeza visual más plana de lo normal. Esta anomalía consiste en un descentramiento e inclinación de la lente que induce un incremento de la profundidad de foco tal que se alcanza una buena agudeza visual superior a la esperada en visión intermedia y más allá de las -2.0 D. No obstante, esta mejora de la agudeza visual no supone una mejora en la calidad visual tal y como se muestra en la curva de desenfoque de sensibilidad al contraste de la Figura 6.

En este caso vemos un desplazamiento de la curva de -0.5 D que no ha sido detectado por la curva de desenfoque de agudeza visual. Además en la curva de desenfoque de sensibilidad al contraste se muestra una pendiente más pronunciada del incremento de calidad visual de +1.00 D a -0.50 D mientras que en la curva de desenfoque de agudeza visual tan solo se detectó una variación de 1 línea de agudeza visual. En resumen, considerando que la sensibilidad al contraste media de una serie de pacientes implantados con una lente intraocular trifocal suele ser de aproximadamente 0.8 logSC en visión de lejos y 0.5 logSC en visión de cerca para un tamaño de optotipo de 0.3 logMAR²⁷, podemos concluir que el paciente posee una considerable pérdida de calidad visual en lejos que no se manifiesta en las curvas de desenfoque de agudeza visual y que su profundidad de campo en términos de sensibilidad al contraste es mucho menor que la mostrada por la curva de desenfoque de agudeza visual.

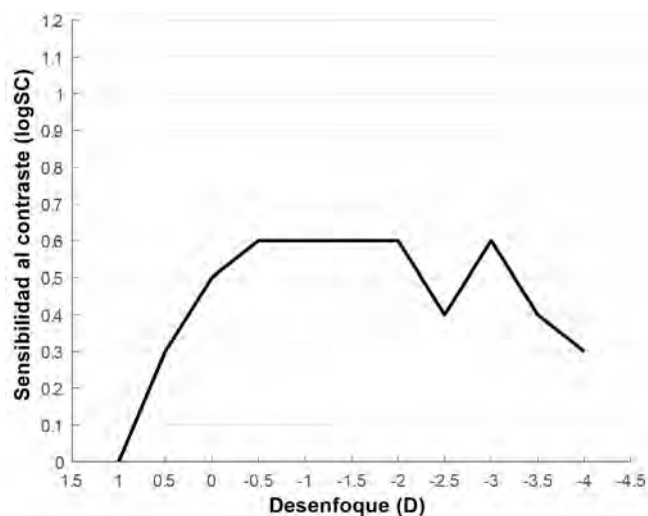


Figura 6. Curva de desenfoque de sensibilidad al contraste medida con un optotipo de tamaño correspondiente a una agudeza visual de 0.3 logMAR.

REFERENCIAS

- Graham CH. Vision and Visual Perception. England: John Wiley & Sons Inc; 1965.
- Benjamin WJ. Borish's Clinical Refraction. Second Edi. Butterworth-Heinemann, editor. Borish's Clinical Refraction. 2006.
- Majaj NJ, Pelli DG, Kurshan P, Palomares M. The role of spatial frequency channels in letter identification. Vision Res 2002 Apr; 42(9): 1165-84.
- Oruç I, Landy MS. Scale dependence and channel switching in letter identification. J Vis 2009; 9(9): 4. 1-19.
- Alexander KR, McAnany JJ. Determinants of contrast sensitivity for the Tumbling E and Landolt C. Optom Vis Sci 2010; 87(1): 28-36.
- Cochener B. Prospective Clinical Comparison of Patient Outcomes Following Implantation of Trifocal or Bifocal Intraocular Lenses. J Refract Surg 2016; 32(3): 146-51.
- Calladine D, Evans JR, Shah S, Leyland M. Multifocal versus monofocal intraocular lenses after cataract extraction. Cochrane Database Syst Rev 2016; CD003169(12).
- Kretz FTA, Breyer D, Diakonis VF, Klabe K, Henke F, Auffart GU, Kaymak H. Clinical Outcomes after Binocular Implantation of a New Trifocal Diffractive Intraocular Lens. J Ophthalmol 2015; 2015: 962891.
- García-Pérez JL, Gros-Otero J, Sánchez-Ramos C, Blázquez V, Contreras I. Short term visual outcomes of a new trifocal intraocular lens. BMC Ophthalmol. BMC Ophthalmology 2017; 17(1): 72.
- Rodríguez-Vallejo M, Remón L, Monsoriu JA, Furlan WD. Designing a new test for contrast sensitivity function measurement with iPad. J Optom. 2015; 8(2): 101-8.
- Blakemore C, Campbell FW. On the existence of neurones in the human visual system selectively sensitive to the orientation and size of retinal images. J Physiol 1969; 203(1): 237-60.
- Marques EF, Ferreira TB. Comparison of visual outcomes of 2 diffractive trifocal intraocular lenses. J Cataract Refract Surg 2015; 41(2): 354-63.
- Ruiz-Mesa R, Abengózar-Vela A, Aramburu A, Ruiz-Santos M. Comparison of visual outcomes after bilateral implantation of extended range of vision and trifocal intraocular lenses. Eur J Ophthalmol 2017; 27(4): 460-5.
- Jonker SMR, Bauer NJC, Makhotkina NY, Berendschot TTJM, van den Biggelaar FJHM, Nuijts RMMA. Comparison of a trifocal intraocular lens with a +3.0 D bifocal IOL: results of a prospective randomized clinical trial. J Cataract Refract Surg 2015; 41(8): 1631-40.
- Bilbao-Calabuig R, González-López F, Amparo F, Alvarez G,

- Patel SR, Llovet-Osuna F. Comparison Between Mix-and-Match Implantation of Bifocal Intraocular Lenses and Bilateral Implantation of Trifocal Intraocular Lenses. *J Refract Surg* 2016; 32(10): 659–63.
16. Pedrotti E, Bruni E, Bonacci E, Badalamenti R, Mastropasqua R, Marchini G. Comparative Analysis of the Clinical Outcomes With a Monofocal and an Extended Range of Vision Intraocular Lens. *J Refract Surg* 2016; 32(7): 436–42.
 17. Pieh S, Kellner C, Hanselmayer G, Lackner B, Schmidinger G, Walkow T, Sticker M, Weghaupt H, Fercher AF, Skorpik C. Comparison of visual acuities at different distances and defocus curves. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28(11): 1964–7.
 18. Jinabhai AN, Young G, Hall LA, Wolffsohn JS. Clinical techniques to assess the visual and optical performance of intraocular lenses: A review. *Cataracts and Cataract Surgery: Types, Risk Factors, and Treatment Options. Eye and Vision Research Developments*; 2013; 1–58.
 19. MacRae S, Holladay JT, Glasser A, Calogero D, Hilmantel G, Masket S, Stark W, Tarver ME, Nguyen T, Eydelman M. Special Report: American Academy of Ophthalmology Task Force Consensus Statement for Extended Depth of Focus Intraocular Lenses. *Ophthalmology* 2017; 124(1): 139–41.
 20. Wolffsohn JS, Jinabhai AN, Kingsnorth A, Sheppard AL, Naroo SA, Shah S, Buckhurst P, Hall LA, Young G. Exploring the optimum step size for defocus curves. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(6): 873–80.
 21. Gupta N, Naroo S, Wolffsohn JS. Is randomisation necessary for measuring defocus curves in pre-presbyopes? *Cont Lens Anterior Eye* 2007; 30(2): 119–24.
 22. Fernández J, Rodríguez-Vallejo M, Martínez J. Bridging the gap between lab and clinical practice in assessing multifocal IOLs. *Cataract Surgery* 2016; 1–3.
 23. Yoon G-Y, Williams DR. Visual performance after correcting the monochromatic and chromatic aberrations of the eye. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2002; 19(2):266–75.
 24. Rodríguez-Vallejo M, Llorens-Quintana C, Furlan WD, Monsoriu JA. Visual acuity and contrast sensitivity screening with a new iPad application. *Displays*. 2016; 44: 15–20.
 25. Rodríguez-Vallejo M, Monsoriu JA, Furlan WD. Inter-display reproducibility of contrast sensitivity measurement with iPad. *Optom Vis Sci*. 2016; 93(12): 1532–6.
 26. Rodríguez-Vallejo M, Ferrando V, Montagud D, Monsoriu JA, Furlan WD. Stereopsis assessment at multiple distances with an iPad application. *Displays* 2017; 50.
 27. Fernández J, Rodríguez-Vallejo M, Martínez J, Tauste A, Piñero DP. Above-average defocus curves in photopic and mesopic vision with multifocal intraocular lenses after laser assisted in situ keratomileusis. *Int J Ophthalmol* 2017; 10(10): 1620–23.

Sensibilidade ao contraste e fotoreceção circadiana

João Paulo Cunha e Joana Tavares Ferreira
Centro Hospitalar de Lisboa Central, Portugal
Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa, Portugal

SENSIBILIDADE AO CONTRASTE

Considerando o contraste de limiar como o mínimo necessário para ver o alvo visual de forma confiável e ao recíproco do limiar a sensibilidade, facilmente se conclui que a sensibilidade ao contraste pode ser definida como o limiar entre o visível e o não visualizável, o que torna este assunto de interesse tanto para a investigação básica como clínica, cujo objetivo principal é conhecer a capacidade visual fundamental, independentemente do critério subjetivo do observador.

A sensibilidade ao contraste pode ser reduzida mesmo quando a acuidade visual é normal. Desta forma, nos últimos anos, a função de sensibilidade ao contraste demonstrou ser mais indicativa do desempenho visual do que a acuidade visual, sendo aceite como um importante método de avaliação da função visual. Várias são as patologias oftalmológicas em que a sensibilidade ao contraste se encontra reduzida, como por exemplo a miopia¹, a catarata², a ambliopia³, a degeneração macular relacionada com a idade⁴, o glaucoma⁵, a hipertensão ocular⁶ e o olho seco⁷.

Existem, ainda, publicações científicas sobre lesões cerebrais⁸ e determinadas patologias neurológicas que também se associam à diminuição da sensibilidade ao contraste como a esclerose múltipla⁹, a doença de Parkinson¹⁰ e a esquizofrenia¹¹.

Além disso, a perda de sensibilidade ao contraste é um efeito colateral comum de muitos medicamentos^{12,13}, destacando os mais comuns: topiramato, vigabatrina, isotretinoína, amiodarona, etambutol, cloroquina e hidroxicloroquina, tamoxifeno, entre outros.

Ao longo da vida a sensibilidade ao contraste vai diminuindo, havendo algumas explicações tanto ópticas como neurais para esta alteração com a idade:

1. A miose pupilar senil e o aumento da absorção da luz por parte do cristalino que diminuem a iluminância retiniana. Weale estimou que um olho de 20 anos transmite cerca de três vezes a quantidade de luz de um olho de 60 anos de idade¹⁴. Kelly observou que ao diminuir a iluminância da retina a sensibilidade ao contraste reduz-se principalmente em altas frequências espaciais¹⁵;
2. A maior dispersão da luz no olho envelhecido¹⁶. Espera-se que este fator reduza a sensibilidade ao contraste em todas as frequências espaciais;
3. As alterações retinianas e neurais: (a) a perda neuronal retiniana relacionada com idade¹⁷, (b) o aumento do pigmento de lipofuscina nas células do epitélio pigmentado da retina com formação de drusas, (c) a esclerose vascular da circulação retiniana e neural, alterando a homeostasia das diferentes barreiras hematorretinianas e hematoencefálica e (d) a perda celular com aumento de lipofuscina nos corpos geniculados laterais e no córtex.

Também o aumento das aberrações ópticas do olho envelhecido^{18,19} pode reduzir o contraste da imagem, a visão cromática, a fotoreceção circadiana e a qualidade de vida. Por se saber que as características ópticas são em grande parte

responsáveis pelos défices anteriormente referidos mesmo em ambientes fotópicos, a cirurgia de catarata com ou sem correção da presbiopia poderá melhorar esta função visual consoante as técnicas utilizadas e as lentes implantadas.

Apesar das contradições, acredita-se que a perda da sensibilidade ao contraste espacial nos adultos mais velhos tende, numa associação direta, a ser mais grave nas frequências espaciais mais elevadas (isto é, as barras com larguras estreitas)¹⁵. Além disso, o compromisso dos idosos aumenta em magnitude com a diminuição do nível de luz ambiente, o que implica que os seus défices de contraste são exacerbados em ambientes mal iluminados e durante a noite. Weale^{14,20} argumentou ainda que durante o processo de envelhecimento uma parte da perda desta função visual poderá ser o resultado da deterioração neural ao longo da via visual, embora seja altamente provável que a catarata possa contribuir parcialmente para este facto.

Alguns défices de sensibilidade ao contraste podem ser corrigidos por intervenção óptica, cirúrgica, farmacológica ou reabilitativa. Mesmo quando a sensibilidade ao contraste reduzida não pode ser totalmente corrigida, os doentes podem manifestar satisfação com a função visual residual ou com a justificação da sua perda.

FOTORECEÇÃO CIRCADIANA

O cristalino humano sofre modificações ao longo da vida, aumentando de tamanho e peso. Estima-se que aumente 0,02 mm por ano e as fibras que se vão formando deslocam-se para o centro, densificando o núcleo e reduzindo a transparência²¹. A absorção da luz ultravioleta (UV) e da luz visível pelo cristalino aumenta com a idade. Os aminoácidos, os fluoróforos, o pigmento amarelo e alguns compostos endógenos (como a riboflavina) são responsáveis pelas propriedades absorptivas do cristalino²². Com o envelhecimento, o cristalino humano adquire coloração amarela, castanha ou negra. Estas alterações da cor são limitadas ao núcleo, e pensa-se serem resultado da ligação de 3 - hidroxiquinureína glicosido e seus derivados às proteínas²³, diminuindo a transmissão da luz visível e absorvendo principalmente a banda azul²⁴. Banda azul que foi identificada, em ensaios experimentais, como a porção do espectro luminoso responsável pela lesão do epitélio pigmentar retiniano²⁵ e pela sensibilidade máxima da via retinohipotalâmica (VRH) (λ max de 447-480 nm)²⁶. Alguns estudos correlacionaram o aumento da incidência de perturbações do sono com doenças oftalmológicas²⁷ e registaram elevada prevalência de depressão, ansiedade e má qualidade de vida em doentes com catarata²⁸.

Ao longo da vida, a íris e a pupila sofrem modificações relacionadas com a idade, em que as alterações funcionais precedem as estruturais²⁹. A velocidade de contração da pupila diminui com a idade³⁰, a forma da pupila altera-se, possivelmente, devido às alterações estruturais³¹ das fibras musculares, da atrofia do estroma com diminuição do tecido

conjuntivo e degenerescência hialina. A miose pupilar relacionada com a idade, demonstrada em estudos fisiológicos de alerta em idosos, foi apontada como possível fator contributivo para a desorganização do ritmo sono-vigília, ao reduzir a iluminação retiniana³². De referir que a VRH também contribui para o reflexo pupilar à luz e para outras respostas comportamentais e psicológicas à iluminação ambiental³³.

Hood *et al.* identificaram uma relação entre a exposição à luz natural e a qualidade do sono noturno, no entanto, não foi possível determinar se era a luz que originava uma boa qualidade de sono ou se era a qualidade de sono que predispunha o idoso a um estilo de vida com maior exposição à luz natural³⁴. Na maioria dos estudos, a autoavaliação das perturbações do sono é subestimada. Cerca de ¼ das pessoas com alterações do ritmo sono-vigília não identifica este problema como uma patologia que afeta a sua vida, com possível aumento da morbidade e mortalidade. Os idosos têm maior frequência de atraso de indução do sono, acordares noturnos, sonolências diurnas e levantar precoce. Em contrapartida, estes idosos queixam-se menos de insuficiente duração do sono noturno e dos períodos de sonolência diurna³⁵.

Várias doenças oftalmológicas podem acompanhar-se de alterações da ritmicidade da secreção de melatonina. Em doentes com uveítes, o pico plasmático de melatonina estava diminuído nos estudos de Touitou *et al.*³⁶ e acredita-se que no glaucoma e na retinopatia pigmentar a redução do pico de melatonina esteja relacionada com a deficiente percepção luminosa³⁷. O aumento da incidência de perturbações do sono descrita em cegos deve-se à incapacidade de sincronizar o marcapasso endógeno com a luz ambiental²⁷. Outro estudo associou a deficiência visual a “mau” sono, com mais acordares noturnos e maior dificuldade em adormecer, em indivíduos de ambos os sexos³⁸.

Sabendo-se que o ritmo circadiano sono-vigília é gerado por um marcapasso endógeno dependente da expressão periódica de genes³⁹, e que a luz é o principal sincronizador da VRH, a cirurgia de catarata ao permitir maior transmissão de luz visível poderia melhorar a sincronização deste sistema.

Os primeiros estudos que relacionaram a cirurgia de catarata com a recuperação do ritmo sono vigília datam de 2002⁴⁰, tendo encontrado maior percentagem de perturbações do ritmo sono-vigília nos doentes com catarata do que em outros indivíduos da mesma idade sem esta patologia. Indivíduos com catarata bilateral têm frequentemente perturbações do ritmo sono-vigília, seja por depressão subjacente seja por defeito da VRH, com consequente perturbação da correta sincronização do relógio intrínseco ao ciclo dia-noite de 24 horas⁴¹.

A cirurgia de catarata tem provas dadas na melhoria da função visual e da qualidade de vida⁴²⁻⁴⁶. Atualmente, na cirurgia de catarata e presbiopia, tanto as lentes intraoculares (LIO) com filtro para os raios UV como as LIO com filtro UV e cromóforo amarelo (UV+A) melhoram a função visual incluindo tarefas visuais para perto e para longe, visão periférica, condução e a saúde mental⁴⁷ (Figura 1). No entanto, os doentes mais idosos podem referir menor satisfação na autoavaliação da melhoria da qualidade de vida apesar da melhoria da função visual⁴². A cirurgia de catarata com implantação de LIO UV tinha duas justificações principais: mimetizar o cristalino humano para proteger a retina da luz UV e diminuir a incidência de edema macular cistóide⁴⁸. A implantação de uma LIO com um absorvente de UV e um cromóforo amarelo (como a AcrySof® natural SN60AT), que filtra parcialmente a luz azul, poderia atuar como fator protetor retiniano⁴⁹, mas também, como fator modulador do marcapasso do ritmo circadiano. Segundo Mainster⁵⁰ a

luz azul é responsável por mais de 50% da sensibilidade à melanopsina, pelo que as LIO UV+A reduzem a supressão de melatonina em cerca de 27-38% (dependendo da potência dióptrica) comparadas com as LIO UV.

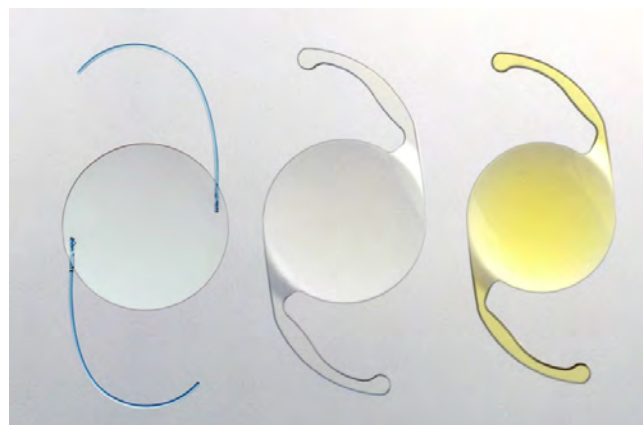


Figura 1. Modelos de lentes intraoculares. À esquerda, modelo MA60AC, de três peças com filtro UV, ao meio peça única com filtro UV e à direita, modelo SN60AT, lente de peça única com filtro UV e cromóforo amarelo. (Gentilmente cedida pela Alcon™)

Diversos estudos compararam a sensibilidade ao contraste de doentes com LIO UV e UV+A implantadas⁵¹⁻⁶².

Uma meta-análise de Xiao-feng Zhu *et al.* demonstrou que a função visual com LIO UV + A é aproximadamente semelhante em termos de sensibilidade ao contraste, mas a visão cromática no espectro do azul fica um pouco comprometida em condições mesópicas quando comparada com LIO UV⁶³.

Quanto à asfericidade, vários estudos mostraram que a implantação de LIO asféricas com superfícies prolatas se associa a menos aberrações (esféricas e de alta ordem) e a maiores sensibilidades ao contraste sob condições mesópicas e fotópicas, em comparação com lentes esféricas⁶⁴⁻⁶⁷.

Um estudo mostrou que a correção do astigmatismo com lentes tóricas influenciava positivamente a função visual com menor *glare* e maior segurança rodoviária, não tendo encontrado diferenças para os filtros⁶⁸.

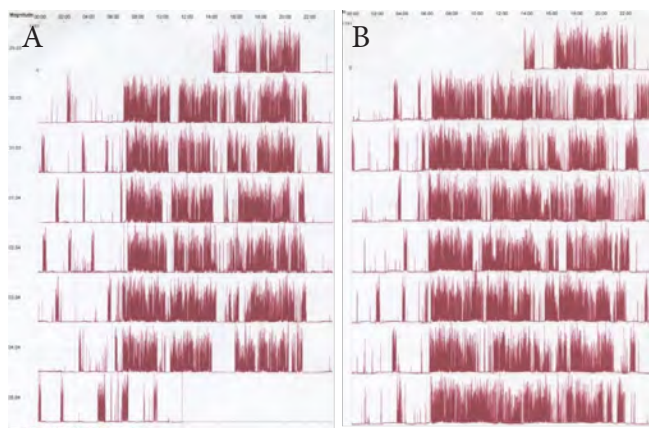
Já relativamente à multifocalidade *versus* monofocalidade foram encontradas diferenças estatisticamente e clinicamente significativas entre os grupos de doentes com lentes monofocais e multifocais em todas as frequências espaciais e em diferentes condições de iluminação, e na sensibilidade ao contraste para perto e longe, oferecendo a LIO monofocal melhor desempenho em todos os casos. A sensibilidade ao contraste para longe foi comprometida de forma semelhante em todos os modelos de LIO multifocais, embora as LIO multifocais com óptica difrativa e os perfis asféricos tenham mostrado uma tendência, não estatisticamente significativa, de melhor desempenho em condições mesópicas. Quanto à sensibilidade ao contraste para perto foi menor para os modelos de lente refrativa, particularmente em frequências espaciais médias a altas⁶⁹.

Na literatura surgiram, ainda, artigos sobre a influência dos filtros sobre o estado depressivo na idade geriátrica, sem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos de lentes UV *versus* UVA⁷⁰.

Brondsted *et al.*⁷¹ descreveram uma redução da estimulação da melanopsina e da supressão da melatonina de 0,6 a 0,7 % por cada ano de vida, enquanto Kessel *et al.*⁷² descreveram uma relação inversa entre o risco das alterações do ritmo sono-vigília e a transmissão da luz azul.

Apesar destes dados, as conclusões permanecem inconclusivas em alguns aspetos. A regulação do ritmo circadiano sono-

vigília pode ser estudada por vários métodos que podem incluir questionários de qualidade de sono ou escalas de insônia, medições séricas de melatonina e registros actigráficos. Os estudos baseados no “Pittsburgh Sleep Quality Index” (PSQI) mostraram uma melhoria subjetiva da qualidade de sono ao primeiro mês^{38,73} e ao 6º e 12º meses de pós-operatório⁷³. Schmoll *et al.*⁷⁴ obtiveram uma redução das sesta diurnas após cirurgia de catarata, utilizando o “Epworth Sleepiness Score” (ESS), no entanto, existem estudos que não mostram melhoria na qualidade do sono após a cirurgia de catarata^{75,76}. Também existem resultados contraditórios quanto às concentrações de melatonina. Brondsted *et al.*⁷¹ observaram picos de melatonina mais elevados às três semanas de pós-operatório, independentemente do tipo de filtro da LIO, enquanto que o grupo de estudo de Tanaka⁷⁷ não conseguiu demonstrar diferenças nem nas concentrações máximas de melatonina, nem no intervalo de tempo pós-cirúrgico em que estas poderiam ser encontradas. Quanto aos estudos com actigrafia, Cunha *et al.* publicaram resultados que mostraram melhoria em 75 % dos doentes em pelo menos um dos parâmetros estudados (regularidade do sono, insónias e sonolência diurna)^{78,79} (Figura 2).



Figuras 2 A e B. Registos actigráficos do mesmo doente no período pré e pós-operatório. Observam-se menos acordares noturnos, menos episódios de sonolência diurna e maior atividade no período pós-operatório.

Apesar dos resultados discordantes, os resultados da maioria dos estudos mostram que os filtros para a luz azul não perturbam o ritmo circadiano sono-vigília e a luz é crucial para a saúde humana e o olho importante para a sincronização dos ritmos hormonais, funções cognitivas e estabilidade emocional. Mesmo em estudos com longos *follow-ups* não têm sido observadas diferenças estatisticamente significativas no que respeita à sensibilidade ao contraste em condições escotópicas e fotópicas⁸⁰ e a fotoreceção circadiana⁷¹, entre LIO UV e LIO UV + A. O eventual potencial fator protetor macular do cromóforo amarelo permanece por provar. De acordo com a Força Aérea Americana: “any IOLs with plate designs, tints in the visual spectrum including blue-blocking chromophores and positioning holes are not approved.”

CONCLUSÕES

Não existindo a LIO ideal e universal, pode-se afirmar que:

- as lentes asféricas e as tóricas parecem melhorar a sensibilidade ao contraste;
- as lentes multifocais melhoram a independência de óculos mas pioram a sensibilidade ao contraste;

- as lentes com filtro para os raios UV e banda azul do espectro não prejudicam de forma significativa a sensibilidade ao contraste nem a fotoreceção circadiana, mas não provaram ter efeito protetor macular.

REFERÊNCIAS

1. Collins JW, Carney LG. Visual performance in high myopia. *Curr Eye Res* 1990; 9(3): 217–23.
2. Hess R, Woo G. Vision through cataracts. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1978; 17(5): 428–35.
3. Freeman RD, Thibos LN. Contrast sensitivity in humans with abnormal visual experience. *J Physiol* 1975 Jun;247 (3): 687–710.
4. Kleiner RC, Enger C, Alexander MF, Fine SL. Contrast sensitivity in age-related macular degeneration. *Arch Ophthalmol* 1988; 106 (1): 55–7.
5. Stamper RL. The effect of glaucoma on central visual function. *Trans Am Ophthalmol Soc* 1984; 82: 792–826.
6. Gandolfi SA, Cimino L, Sangermani C, Ungaro N, Mora P, Tardini MG. Improvement of Spatial Contrast Sensitivity Threshold after Surgical Reduction of Intraocular Pressure in Unilateral High-Tension Glaucoma. *Investig Ophthalmology Vis Sci* 2005; 46(1): 197.
7. Rolando M, Iester M, Macrí A, Calabria G. Low spatial-contrast sensitivity in dry eyes. *Cornea* 1998; 17(4): 376–9.
8. Bodis-Wollner I. Contrast Sensitivity and Increment Threshold. *Perception*; 1972; 1(1): 73–83.
9. Regan D, Raymond J, Ginsburg AP, Murray TJ. Contrast sensitivity, visual acuity and the discrimination of Snellen letters in multiple sclerosis. *Brain* 1981; 104(2): 333–50.
10. Bodis-Wollner I. Foveal vision is impaired in Parkinson's disease. *Parkinsonism* 2013; 19(1): 1–14.
11. Cimmer C, Szendi I, Csifcsák G, Szekeres G, Ambrus Kovács Z, Somogyi I, Benedek G, Janka Z, Kéri S. Abnormal neurological signs, visual contrast sensitivity, and the deficit syndrome of schizophrenia. *Prog Neuro-Psychopharmacology Biol Psychiatry* 2006; 30(7): 1225–30.
12. Li J, Tripathi RC, Tripathi BJ. Drug-induced ocular disorders. *Drug Saf* 2008; 31(2): 127–41.
13. Santaella RM, Fraunfelder FW. Ocular adverse effect associated with systemic medications: recognition and management. *Drugs* 2007; 67(1): 75–93.
14. Weale RA. Senile changes in visual acuity. *Trans Ophthalmol Soc U K* 1975; 95(1): 36–8.
15. Kelly DH. Adaptation effects on spatio-temporal sine-wave thresholds. *Vision Res* 1972; 12(1): 89–101.
16. Wolf E, Gardiner I. Studies on the Scatter of light in the dioptric media of the eye as a basis of visual glare. *Arch Ophthalmol* 1965; 74: 338–45.
17. Gartner S, Henkind P. Aging and degeneration of the human macula. 1. Outer nuclear layer and photoreceptors. *Br J Ophthalmol* 1981; 65(1): 23–8.
18. Artal P, Guirao A, Berrio E, Piers P, Norrby S. Optical aberrations and the aging eye. *Int Ophthalmol Clin* 2003; 43(2): 63–77.
19. Glasser A, Campbell MC. Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age. *Vision Res* 1998; 38(2): 209–29.
20. Weale RA. Do years or quanta age the retina? *Photochem Photobiol* 1989; 50(3): 429–38.
21. Alió JL, Schimchak P, Negri HP, Montés-Micó R. Crystalline Lens Optical Dysfunction through Aging. *Ophthalmology* 2005; 112(11): 2022–9.
22. Berman ER. *Biochemistry of the Eye*. Boston, MA: Springer US; 1991
23. Vrensen GF. Aging of the human eye lens—a morphological point of view. *Comp Biochem Physiol A Physiol [Internet]*. 1995; 111(4): 519–32.
24. Mainster MA, Sparrow JR. How much blue light should an IOL

- transmit? *Br J Ophthalmol* 2003; 87(12): 1523–9.
25. Sparrow JR, Miller AS, Zhou J. Blue light-absorbing intraocular lens and retinal pigment epithelium protection in vitro. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30(4): 873–8.
 26. Foster RG. Bright blue times. *Nature* 2005; 433(7027): 698–9.
 27. Wee R, Van Gelder RN. Sleep disturbances in young subjects with visual dysfunction. *Ophthalmology* 2004; 111(2): 297–302.
 28. Morris D, Fraser SG, Gray C. Cataract surgery and quality of life implications. *Clin Interv Aging* 2007; 2(1): 105–8.
 29. Kasthurirangan S, Glasser A. Age related changes in the characteristics of the near pupil response. *Vision Res* 2006; 46(8–9): 1393–403.
 30. Bitsios P, Prettyman R, Szabadi E. Changes in autonomic function with age: a study of pupillary kinetics in healthy young and old people. *Age Ageing* 1996; 25(6): 432–8.
 31. Wyatt HJ. The form of the human pupil. *Vision Res* 1995; 35(14): 2021–36.
 32. Pressman MR, DiPhillipo MA, Fry JM. Senile miosis: the possible contribution of disordered sleep and daytime sleepiness. *J Gerontol* 1986; 41(5): 629–34.
 33. Berson D. Strange vision: ganglion cells as circadian photoreceptors. *Trends Neurosci* 2003 Jun; 26(6): 314–20.
 34. Hood B, Bruck D, Kennedy G. Determinants of sleep quality in the healthy aged: the role of physical, psychological, circadian and naturalistic light variables. *Age Ageing* 2004; 33(2): 159–65.
 35. Soldatos CR, Allaert FA, Ohta T, Dikeos DG. How do individuals sleep around the world? Results from a single-day survey in ten countries. *Sleep Med* 2005; 6(1): 5–13.
 36. Touitou Y, Le Hoang P, Claustrat B, Attye T, Auzéby A, Brun J, Bogdan A, Touitou C. Decreased nocturnal plasma melatonin peak in patients with a functional alteration of the retina in relation with uveitis. *Neurosci Lett* 1986; 70(1): 170–4.
 37. Claustrat B, Brun J, Chazot G. The basic physiology and pathophysiology of melatonin. *Sleep Med Rev* 2005; 9(1): 11–24.
 38. Asplund R, Ejderik Lindblad B. The development of sleep in persons undergoing cataract surgery. *Arch Gerontol Geriatr* 2002; 35(2): 179–87.
 39. Shearman LP, Sriram S, Weaver DR, Maywood ES, Chaves I, Zheng B, Kume K, Lee CC, van der Horst GT, Hastings MH, Reppert SM. Interacting molecular loops in the mammalian circadian clock. *Science* 2000; 288 (5468): 1013–9.
 40. Asplund R. Sleep, health and visual impairment in the elderly. *Arch Gerontol Geriatr* 2000; 30(1): 7–15.
 41. Sack RL, Lewy AJ. Circadian rhythm sleep disorders: lessons from the blind. *Sleep Med Rev* 2001; 5(3): 189–206.
 42. Chang-Godinich A, Ou RJ, Koch DD. Functional improvement after phacoemulsification cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 1999; 25(9): 1226–31.
 43. Uusitalo RJ, Brans T, Pessi T, Tarkkanen A. Evaluating cataract surgery gains by assessing patients' quality of life using the VF-7. *J Cataract Refract Surg* 1999; 25(7): 989–94.
 44. Lundström M, Stenevi U, Thorburn W. Quality of life after first- and second-eye cataract surgery: five-year data collected by the Swedish National Cataract Register. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27(10): 1553–9.
 45. Chan CWN, Wong JCC, Chan KSK, Wong W-K, Tam KCK, Chau PSY. Evaluation of quality of life in patients with cataract in Hong Kong. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29(9): 1753–60.
 46. Castells X, Comas M, Alonso J, Espallargues M, Martínez V, García-Arumí J, Castilla M. In a randomized controlled trial, cataract surgery in both eyes increased benefits compared to surgery in one eye only. *J Clin Epidemiol* 2006; 59(2): 201–7.
 47. Espindle D, Crawford B, Maxwell A, Rajagopalan K, Barnes R, Harris B, Hileman K. Quality-of-life improvements in cataract patients with bilateral blue light-filterin intraocular lenses: Clinical trial. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31 (10): 1952–9.
 48. Pollack A, Marcovich A, Bukelman A, Oliver M. Age-related macular degeneration after extracapsular cataract extraction with intraocular lens implantation. *Ophthalmology* 1996; 103(10): 1546–54.
 49. Wang JJ, Klein R, Smith W, Klein BEK, Tomany S, Mitchell P. Cataract surgery and the 5-year incidence of late-stage age-related maculopathy: pooled finding from the Beaver Dam and Blue Mountains eye studies. *Ophthalmology* 2003; 110(10): 1960–7.
 50. Mainster MA. Violet and blue light blocking intraocular lenses: photoprotection versus photoreception. *Br J Ophthalmol* 2006; 90(6): 784–92.
 51. Hayashi K, Hayashi H. Visual function in patients with yellow tinted intraocular lenses compared with vision in patients with non-tinted intraocular lenses. *Br J Ophthalmol* 2006 Apr 13; 90(8): 1019–23.
 52. Marshall J, Cionni RJ, Davison J, Ernest P, Lehmann R, Maxwell WA, Solomon K. Clinical results of the blue-light filtering AcrySof Natural foldable acrylic intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31(12): 2319–23.
 53. Wirtitsch MG, Schmidinger G, Prskavec M, Rubey M, Skorpik F, Heinze G, Findl O, Karnik N. Influence of Blue-Light-Filtering Intraocular Lenses on Color Perception and Contrast Acuity. *Ophthalmology* 2009 Jan; 116(1): 39–45.
 54. Barisic A, Dekaris I, Gabric N, Bosnar D, Lazic R, Martinović ZK, Krstonjjević EK. Blue light filtering intraocular lenses in phacoemulsification cataract surgery. *Coll Antropol* 2007; 31 Suppl 1: 57–60.
 55. Bhattacharjee H, Bhattacharjee K, Medhi J. Visual performance: Comparison of foldable intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32(3): 451–5.
 56. Schmidinger G, Menapace R, Pieh S. Intraindividual comparison of color contrast sensitivity in patients with clear and blue-light-filtering intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34(5): 769–73.
 57. Leibovitch I, Lai T, Porter N, Pietris G, Newland H, Selva D. Visual outcomes with the yellow intraocular lens. *Acta Ophthalmol Scand* 2006; 84(1): 95–9.
 58. Vuori M-L, Mäntyjärvi M. Colour vision and retinal nerve fibre layer photography in patients with an Acrysof® Natural intraocular lens. *Acta Ophthalmol Scand* 2005; 84(1): 92–4.
 59. Rocha KM, Soriano ES, Chamon W, Chalita MR, Nosé W. Spherical Aberration and Depth of Focus in Eyes Implanted with Aspheric and Spherical Intraocular Lenses. *Ophthalmology* 2007; 114(11): 2050–4.
 60. Caporossi A, Martone G, Casprini F, Rapisarda L. Prospective randomized study of clinical performance of 3 aspheric and 2 spherical intraocular lenses in 250 eyes. *J Refract Surg* 2007; 23(7): 639–48.
 61. Caporossi A, Casprini F, Martone G, Balestrazzi A, Tosi GM, Ciompi L. Contrast sensitivity evaluation of aspheric and spherical intraocular lenses 2 years after implantation. *J Refract Surg* 2009; 25(7): 578–90.
 62. Pandita D, Raj SM, Vasavada VA, Vasavada VA, Kazi NS, Vasavada AR. Contrast sensitivity and glare disability after implantation of AcrySof IQ Natural aspherical intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33(4): 603–10.
 63. Zhu X, Zou H, Yu Y, Sun Q, Zhao N. Comparison of blue light-filtering IOLs and UV light-filtering IOLs for cataract surgery: a meta-analysis. *PLoS One* 2012; 7(3): e33013.
 64. Denoyer A, Le Lez M-L, Majzoub S, Pisella P-J. Quality of vision after cataract surgery after Tecnis Z9000 intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33(2): 210–6.
 65. Bellucci R, Scialdone A, Buratto L, Morselli S, Chiarego C, Criscuolo A, Moretti G, Piers P. Visual acuity and contrast sensitivity comparison between Tecnis and AcrySof SA60AT intraocular lenses: A multicenter randomized study. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31(4): 712–7.
 66. Tzelikis PF, Akaishi L, Trindade FC, Boteon JE. Spherical Aberration and Contrast Sensitivity in Eyes Implanted with Aspheric and Spherical Intraocular Lenses: A Comparative Study. *Am J Ophthalmol* 2008; 145(5): 827–833
 67. Tzelikis PF, Akaishi L, Trindade FC, Boteon JE. Ocular aberrations and contrast sensitivity after cataract surgery with AcrySof IQ

- intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33(11): 1918–24.
68. Gray R, Hill W, Neuman B, Houtman D, Potvin R. Effects of a blue light-filtering intraocular lens on driving safety in glare conditions. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(5):816–22.
 69. Gil MA, Varón C, Cardona G, Vega F, Buil JA. Comparison of far and near contrast sensitivity in patients symmetrically implanted with multifocal and monofocal IOLs. *Eur J Ophthalmol* 2014; 24(1):44–52.
 70. Leruez S, Annweiler C, Gohier B, Beauchet O, Ebran J-M, Gohier P, Milea D. Blue light-filtering intraocular lenses and post-operative mood: a pilot clinical study. *Int Ophthalmol* 2015; 35(2): 249–56.
 71. Brøndsted AE, Lundeman JH, Kessel L. Short wavelength light filtering by the natural human lens and IOLs - implications for entrainment of circadian rhythm. *Acta Ophthalmol* 2013; 91(1): 52–7.
 72. Kessel L, Siganos G, Jørgensen T, Larsen M. Sleep disturbances are related to decreased transmission of blue light to the retina caused by lens yellowing. *Sleep* 2011; 34(9): 1215–9.
 73. Alexander I, Cuthbertson FM, Ratnarajan G, Safa R, Mellington FE, Foster RG, Downes SM, Wulff K. Impact of Cataract Surgery on Sleep in Patients Receiving Either Ultraviolet-Blocking or Blue-Filtering Intraocular Lens Implants. *Investig Ophthalmology Vis Sci* 2014; 55(8): 4999-5004.
 74. Schmoll C, Khan A, Aspinall P, Goudie C, Koay P, Tendo C, Cameron J, Roe J, Deary I, Dhillon B. New light for old eyes: comparing melanopsin-mediated non-visual benefits of blue-light and UV-blocking intraocular lenses. *Br J Ophthalmol* 2014; 98(1): 124–8.
 75. Brøndsted AE, Sander B, Haargaard B, Lund-Andersen H, Jennum P, Gammeltoft S, Kessel L. The Effect of Cataract Surgery on Circadian Photoentrainment. *Ophthalmology* 2015; 122(10): 2115–24.
 76. Chen Y, Nondahl DM, Schubert CR, Dalton DS, Paulsen AJ, Klein BEK, Cruickshanks KJ. A longitudinal population study of the impact of cataract extraction on sleep quality. *Cogent Med* 2017; 4(1).
 77. Tanaka M, Hosoe K, Hamada T, Morita T. Change in sleep state of the elderly before and after cataract surgery. *J Physiol Anthropol* 2010; 29(6): 219–24.
 78. Davison JA, Patel AS, Cunha JP, Schwiegerling J, Muftuoglu O. Recent studies provide an updated clinical perspective on blue light-filtering IOLs. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2011; 249(7): 957–68.
 79. Cunha JP, Ferreira J, Santos A, Pinto LA, Paiva T. Sono em Oftalmologia. *Rev Soc Port Oftalm* 2011; 36(3): 207–12.
 80. Kara-Junior N, Espindola RF, Gomes BAF, Ventura B, Smadja D, Santhiago MR. Effects of blue light-filterin intraocular lenses on the macula, contrast sensitivity, and color vision after a long-term follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(12): 2115–9.

Neuroadaptação e lentes multifocais

Andreia M Rosa^{1,2}, Mariana Oliveira², Amélia Martins², José Costa^{1,2}, Miguel Castelo-Branco^{3,4} e Joaquim Murta^{1,2}

1- Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, Portugal

2- iCIBR - Instituto de Investigação Clínica e Biomédica de Coimbra, Portugal

3 - CIBIT - Coimbra Institute for Biomedical Imaging and Translational Research, Portugal

4- BIN - Brain Imaging Network of Portugal, Aveiro, Portugal

SINTOMAS DISFÓTICOS E NEUROPLASTICIDADE

As lentes intraoculares multifocais reduzem a necessidade do uso de óculos para ver ao perto, longe e distância intermédia e são cada vez mais utilizadas.¹ Contudo, alguns doentes ficam insatisfeitos com o resultado cirúrgico, apesar de poderem ter uma excelente acuidade visual. Esta situação tem sido descrita como “20/20 *unhappy patient*”².

As principais causas de insatisfação após implante de lentes multifocais são sintomas coletivamente referidos como disforópsias²⁻⁵. As disforópsias positivas são mais frequentes (*glare* ou brilhos, halos e riscos estrelados), enquanto as disforópsias negativas (sombrias, penumbra) são mais raras^{3,5-7}. Estes sintomas refletem aspetos da função visual que ultrapassam a quantidade de visão, expressa pela acuidade visual, e refletem a mais englobante noção de qualidade visual. Não existe um tratamento eficaz para este tipo de queixas, o que leva ao explante da lente em 4-12% dos casos, a nível internacional.^{3,5,8} De acordo com um relatório sobre complicações de lentes intraoculares dobráveis, da Sociedade Americana de Catarata e Cirurgia Refrativa e da Sociedade Europeia de Cirurgias de Catarata e Cirurgia Refrativa, a causa mais frequente para explante ou intervenção subsequente após colocação de lentes multifocais foi a presença de *glare* e aberrações ópticas (68%)⁹. De facto, as referidas complicações têm permanecido um obstáculo à maior utilização de lentes multifocais intraoculares^{8,10}.

As disforópsias não estão associadas de forma clara a parâmetros ópticos objetivos⁴. Não existem diferenças significativas em termos de dispersão da luz, aberrações de alta ordem, diâmetro pupilar e acuidade visual não corrigida entre doentes com e sem sintomas disfóuticos, o que mostra que os parâmetros ópticos *per se* não explicam as diferenças encontradas na sintomatologia dos doentes^{2,8}. Esta ausência de associação sugere o envolvimento de outros mecanismos subjacentes às queixas visuais, possivelmente a nível neuronal. Mesmo após a exclusão de outras causas de diminuição da qualidade visual, como olho seco, opacificação da cápsula posterior e doença retiniana, não existe correlação entre sintomas de *glare* e parâmetros de qualidade óptica^{4,5}.

Como as dificuldades sentidas pelos doentes tendem a melhorar ao longo do tempo, pensa-se que o cérebro se adapta às novas imagens, fenómeno apelidado de neuroadaptação^{3,11-16}. Uma forma de expressar este conceito é dada por dois doentes com resultados visuais idênticos em termos de função objetiva, mas com perceções muito diferentes da sua qualidade de visão. De facto, a visão pessoal é determinada pela forma como o cérebro processa dados provenientes da retina, já que a visão envolve uma construção perceptiva e não apenas a análise de uma imagem opticamente perfeita¹⁷.

A complexidade associada à adaptação de cada indivíduo ao seu *input* visual foi já demonstrada para outras doenças do segmento anterior do olho¹⁸. Por exemplo, recorrendo

à óptica adaptativa para conseguir o mesmo nível de qualidade da imagem em doentes com queratocone e num grupo controlo, o desempenho visual do grupo com queratocone é inferior ao do grupo controlo, especialmente no subgrupo com mais aberrações de alta-ordem¹⁸. Este dado é especialmente relevante por se tratar de doentes com queratocone, uma doença que afeta a córnea de adultos jovens, excluindo desta forma a ambliopia como causa para a ausência de melhoria da acuidade visual. A ausência de melhoria é atribuída a fatores neurais, i.e., insensibilidade neuronal devida à experiência visual prolongada com imagem retiniana de má qualidade¹⁸. De facto, o desempenho visual é influenciado por fatores retinianos e neuronais, para além das aberrações ópticas¹⁹. A adaptação neuronal à desfocagem influencia o desempenho visual profundamente, mesmo em olhos normais²⁰. É preferível a desfocagem provocada pelas próprias aberrações de alta ordem do que por uma versão em que foi induzida uma rotação dessas mesmas aberrações, o que indica que o sistema visual neuronal está adaptado às propriedades ópticas do olho²¹.

Neuroplasticidade refere-se assim à capacidade do cérebro em reorganizar a sua estrutura e/ou conexões funcionais/ organização local em resposta à modificação da informação proveniente do meio envolvente²². As manifestações comportamentais de plasticidade visual incluem a aprendizagem perceptual e a adaptação, sob o controlo *top-down* da atenção^{1,23-25}. A aprendizagem perceptual é um processo no qual a prática de uma tarefa desafiante leva a melhorias significativas e persistentes no desempenho visual²³⁻²⁵. O termo adaptação visual designa tanto alterações no processamento neuronal devido a exposições breves e repetidas como devido à persistência do estímulo a longo prazo^{24,25}. Neste último caso, os efeitos são permanentes e é induzida plasticidade estrutural de longo-prazo. Tanto a adaptação de curto como a de longo prazo podem decorrer da presença da desfocagem oriunda da óptica do olho^{25,26}. Adicionalmente, a adaptação tende a mascarar as perdas de sensibilidade que ocorrem com a doença ou com o envelhecimento, o que implica que o processo de adaptação se mantenha em grande parte funcional no sistema visual idoso. Desta forma, a adaptação pode ser uma forma importante de conciliar a visão com a qualidade óptica do olho ao longo da vida²⁶⁻²⁸. Torna-se então natural estudar os fenómenos de adaptação e plasticidade em doentes com lentes intraoculares multifocais.

RESSONÂNCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL COMO FORMA INOVADORA DE AVALIAR A NEUROADAPTAÇÃO ÀS LENTES MULTIFOCAIS

Princípio da ressonância magnética funcional

Os estudos com ressonância magnética funcional (fMRI) baseiam-se no contraste dependente do nível de oxigenação do sangue (sinal BOLD - *blood oxygenation level dependent*) que

decorre da atividade neuronal. Quando os neurónios se tornam ativos, o sistema vascular fornece mais hemoglobina oxigenada do que a necessária, através do aumento compensatório do fluxo sanguíneo²⁹. Isto leva a uma diminuição da relação hemoglobina desoxigenada/hemoglobina oxigenada. Devido às diferentes propriedades magnéticas destas duas hemoglobinas, a diminuição desta relação leva a um aumento do sinal na ressonância magnética em imagens T2³⁰. Desta forma, o sinal BOLD obtido em FMRI é totalmente não-invasivo^{29,31}. Quando um estímulo é visível, provoca um aumento no sinal BOLD a nível do córtex visual, sendo este aumento proporcional ao contraste do estímulo³².

A FMRI foi já usada para demonstrar a presença de neuroplasticidade em outras doenças oculares, como a retinopatia pigmentar, a degeneração macular e ambliopia^{22,33-35}. Desta forma, recorreu-se à FMRI para estudar a neuroadaptação em doentes com lentes multifocais em 2 momentos: no pós-operatório precoce (3 semanas) e tardio (6 meses).

Para avaliar a neuroadaptação foram selecionados dois parâmetros de FMRI, a ativação do córtex visual e a ativação da rede de atenção-esforço, para além de parâmetros clínicos oftalmológicos.

A tarefa de FMRI envolveu a realização de retinotopia para mapeamento do córtex visual e uma tarefa funcional. A tarefa funcional consistiu num padrão sinusoidal projetado num monitor no aparelho de ressonância, para medir o sinal BOLD correspondente. Em metade das apresentações havia uma moldura de luzes LED à volta do padrão sinusoidal, de forma a induzir encadeamento ligeiro (*disability glare*).

O contraste do padrão sinusoidal foi limiar e quase-limiar para cada doente, o que implicou a sua avaliação no laboratório de psicofísica antes de ser aplicado na ressonância, em ambas as visitas. Contudo, na segunda visita foram aplicados os valores obtidos na primeira, de forma a descobrir se o mesmo nível de contraste se tinha tornado mais visível devido à neuroadaptação. Foi selecionada a avaliação do impacto da luz sobre a sensibilidade ao contraste porque a capacidade de discriminar um objeto contra um fundo semelhante é uma parte fundamental da qualidade visual, podendo encontrar-se alterada em doentes com lentes multifocais. Foram selecionados valores limiares de contraste para poder discernir melhorias ao longo do tempo (já que contrastes

altos são sempre naturalmente bem visíveis) e para simular situações do dia-a-dia, como a condução noturna, em que as tarefas visuais envolvem contrastes muito baixos³⁶.

Os doentes foram também avaliados do ponto de vista oftalmológico, incluindo a acuidade visual para longe, perto e distância intermédia, com e sem correção, mono e binocular, a velocidade de leitura, topografia, aberrometria e um questionário de qualidade visual com imagens.

As lentes multifocais implantadas foram Acrysof Restor SN6AD1 IOL, uma lente híbrida apodizada que combina regiões refrativas e difrativas com uma adição de +3.00 D. Foi selecionada por ser uma das lentes mais utilizadas e, dessa forma, proporcionar uma perspetiva clínica prática.

Para controlar aspetos relacionados com memorização ou outros, foi também estudado um grupo controlo, saudável, emparelhado para a idade e género, sem antecedentes cirúrgicos oftalmológicos.

NEUROADAPTAÇÃO À PRESENÇA DE BRILHOS

As fontes de luz têm um impacto maior sobre doentes operados recentemente (3 semanas) do que num grupo controlo³⁷. A luz diminui o sinal BOLD do córtex visual primário obtido quando os doentes tentam detetar estímulos visuais com pouco contraste, o que significa que, comparativamente, os doentes são mais afetados pela presença de luz à volta do alvo visual, o que torna o estímulo difícil de discernir e leva a um valor relativamente baixo do sinal BOLD máximo e médio (área debaixo da curva). Contudo, ao 6º mês verifica-se que a sensibilidade ao contraste aumenta, especialmente quando avaliada sob a fonte de luz, e que o sinal BOLD também aumenta (Figura 1). Assim, na visita do 6º mês a fonte de luz já não reduz significativamente o sinal do córtex visual primário quando os doentes vêem um estímulo com pouco contraste, o que significa que os doentes melhoraram a capacidade de detetar este tipo de estímulos. Consequentemente, esta é uma medição objetiva da melhoria do *disability glare*, a nível cortical.

NEUROADAPTAÇÃO PELA ATIVAÇÃO DE ZONAS DE ESFORÇO E ATENÇÃO NO CÉREBRO

Uma questão fascinante no que respeita aos sintomas reportados pelos doentes refere-se à possibilidade de observar, de forma objetiva e a nível cortical, a dificuldade que os doentes reportam

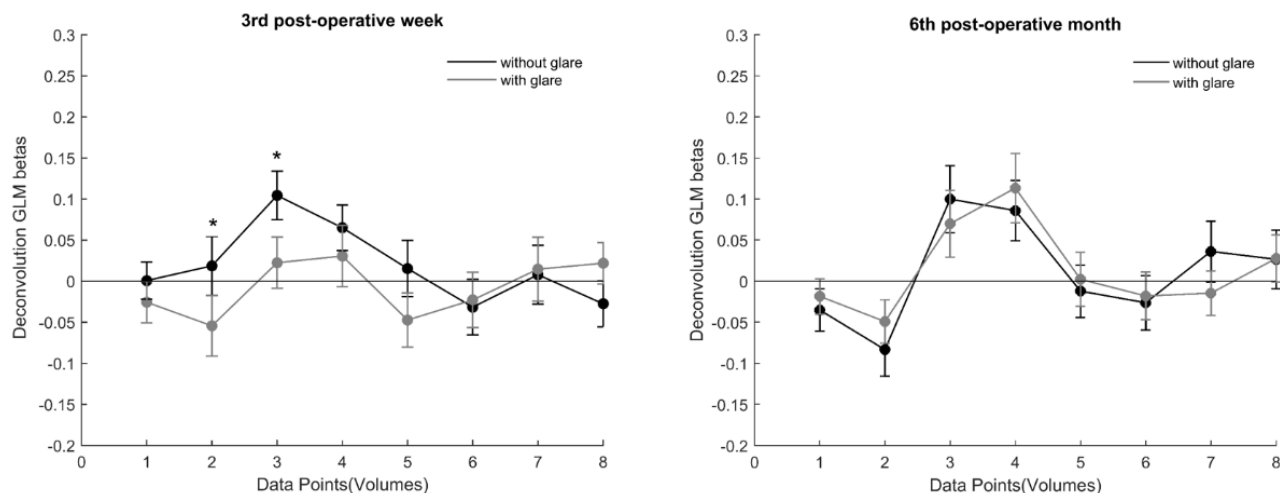


Figura 1- Curvas médias de resposta funcional hemodinâmica estimada para estímulos com contraste limiar (na presença de fonte de luz) no período pós-operatório precoce (3 semanas, esquerda) e tardio (6 meses, direita). O sinal BOLD (valores beta) é apresentado em função do tempo, cada volume correspondendo a 2 segundos. Após o aparecimento do estímulo, o sinal BOLD atinge um valor máximo, devido ao aumento compensatório da hemoglobina oxigenada (β máx). Depois, reduz para o valor mínimo antes de regressar à baseline. A luz diminui o sinal BOLD obtido para o estímulo de baixo contraste no pós-operatório precoce, mas não na segunda visita ($p < 0.05$ para todos os períodos, teste de Wilcoxon).

quando executam determinada tarefa.

Para responder a esta questão, apresentou-se um estímulo difícil (baixo contraste, com luz à volta) e um estímulo fácil, tanto aos doentes com lentes multifocais como ao grupo controlo. Na primeira visita (pós-operatório precoce) os doentes tinham ativações significativas da rede neuronal associada à atenção (região frontal, frontal-média, parieto-frontal e giro pós-central) quando observavam o estímulo difícil, enquanto que o grupo controlo apresentava apenas uma relativa desativação a nível occipital, provavelmente relacionada com o menor nível de visibilidade do estímulo com menos contraste, mas sem o esforço apresentado pelos doentes. Contudo, na segunda visita verificou-se um menor recrutamento de áreas de esforço e atenção (Figura 2).

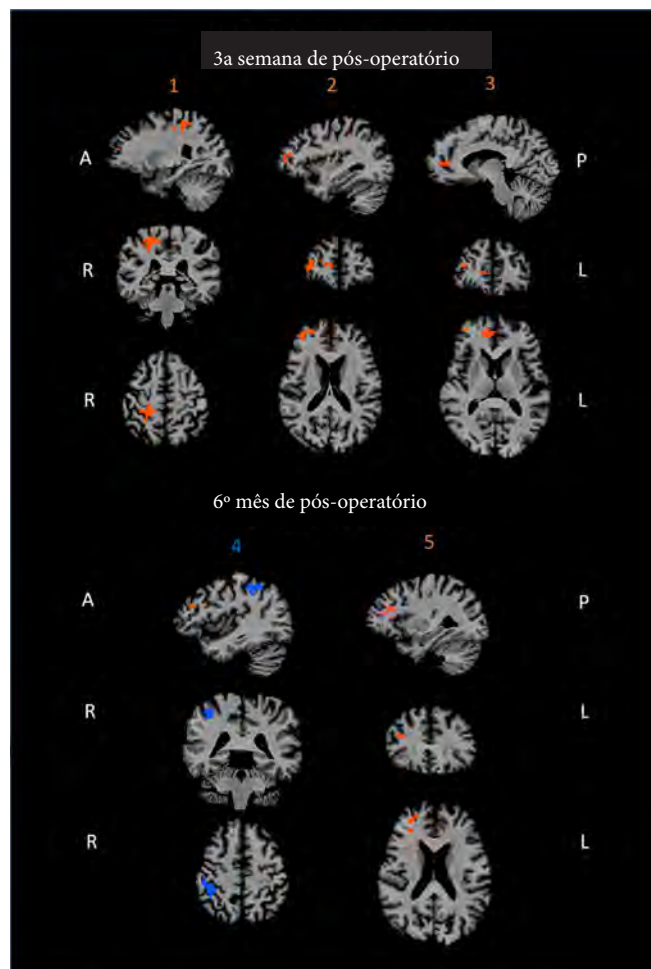


Figura 2- A análise geral do cérebro (whole-brain analysis) na primeira visita (imagem em cima) mostrou que os doentes ativavam o lobo parietal (1), o giro frontal médio (2), e o cíngulato (3) quando lhes era pedido que detetassem um estímulo difícil (contraste limiar sob luz) versus um estímulo fácil (com 2.5 x mais contraste). A segunda visita, contudo, existe apenas um recrutamento relativo do giro frontal médio (5).

Por outro lado, ainda na primeira visita, os doentes com mais queixas (maior pontuação no questionário de qualidade visual) tinham também maior recrutamento da rede neuronal de atenção, do córtex cíngulato e do caudado. Estas áreas corticais dedicam-se à aprendizagem e controlo cognitivo, ao planeamento de tarefas e sua resolução e sugerem, desta forma, o início do processo de neuroadaptação³⁸⁻⁴¹. Quando se comparou a ativação de zonas de esforço entre o subgrupo de doentes que tinha mais sintomas versus o que tinha menos sintomas ao 6º mês, verificou-se que já não havia diferenças significativas, ao contrário dos resultados iniciais (Figura 3). Esta evolução sugere que os doentes com mais sintomas na visita inicial necessitaram de maior ativação da rede

de atenção, o que facilitou a aprendizagem perceptual através da interação de zonas associadas com a atenção e regiões corticais visuais, levando a uma normalização na segunda visita³⁹.

De facto, outros estudos demonstraram já um aumento do sinal BOLD no córtex visual associado ao desenvolvimento de facilidade/experiência no desempenho de tarefas visuais, e uma correspondente redução do nível de esforço necessário³⁸.

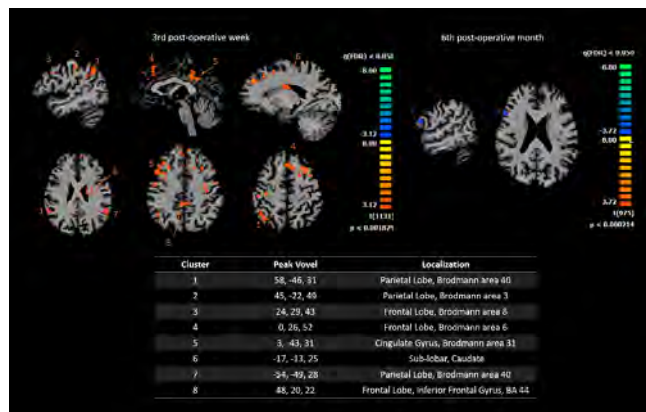


Figura 3- Os doentes que se sentiam mais incomodados por sintomas disfóicos na primeira visita foram comparados com os que sentiam menos incómodo, quando a ambos era pedido que detetassem um estímulo de baixo contraste sob fonte de luz. O grupo com maior cotação no questionário (mais incómodo) mostrou maior atividade em várias regiões do lobo frontal e parietal, bem como ativações do giro cíngulato e caudado na primeira visita, mas não 6 meses depois (p (FDR) < 0.05).

VELOCIDADE DE LEITURA

A velocidade de leitura é um dos aspetos mais importantes na qualidade de visão, já que nas sociedades modernas a leitura é uma faculdade essencial no dia-a-dia^{42,43}. Assim sendo, é importante avaliar também a melhoria desta capacidade em doentes submetidos a intervenções cirúrgicas oftalmológicas, como após cirurgia de catarata e implante de lentes multifocais. Interessa saber a acuidade de leitura e a sua velocidade. Para este efeito foi avaliado o já referido grupo de doentes com lentes multifocais, usando a versão portuguesa do teste de Radner, o teste de Radner-Coimbra⁴⁴. Estas tabelas de leitura baseiam-se no conceito de frases-otótipos, ou seja, frases altamente semelhantes em termos de número e posição de palavras, estrutura, sílabas, caracteres e dificuldade média de leitura. Assim, as diferenças encontradas entre visitas são realmente devido à melhoria ou agravamento da situação clínica, e não devido à aleatoriedade da frase ou frases que o doente leu em cada visita^{44,45}.

Os doentes com lentes multifocais apresentaram uma melhoria ao longo do seguimento pós-operatório em termos de acuidade de leitura, velocidade de leitura e score máximo de leitura, havendo estabilidade no grupo controlo⁴⁶.

PONTUAÇÃO EM QUESTIONÁRIOS

A qualidade visual subjetiva foi avaliada conforme reportada pelos doentes, através do questionário de Qualidade Visual (QoV). Este questionário é de segunda geração, o que significa que os seus resultados, após análise de Rasch, podem ser usados em testes estatísticos, já que não assume que o espaço entre categorias de respostas é equidistante e que todas as questões têm o mesmo valor¹⁷. O QoV avalia 10 sintomas (brilhos, halos, riscos estrelados, visão enevoada, visão desfocada, distorção, imagens duplas ou múltiplas, flutuações, dificuldades em focar e na perceção da profundidade) com imagens para elucidar cada termo. Cada sintoma tem 3 questões associadas, sobre a frequência, gravidade e incómodo

causado pelo respetivo sintoma. Verificou-se a existência de melhoria da pontuação dos questionários na segunda visita (6º mês) no grupo de doentes, enquanto o grupo controlo não apresentava diferenças significativas.

PLASTICIDADE FUNCIONAL E APRENDIZAGEM APÓS CIRURGIA DE CATARATA

Neste estudo procurou-se replicar condições do dia-a-dia que causam dificuldades aos doentes com lentes multifocais, como tarefas visuais sob luz artificial e pouca luminosidade. Avaliar a deteção de contraste sob fonte de luz foi assim uma forma de reproduzir as circunstâncias da vida diária no interior do aparelho de ressonância magnética. Assumiu-se que a tradução da neuroadaptação seria maximizada pela exposição a uma fonte de brilho, o que foi confirmado pelos resultados. Verificou-se que houve inicialmente ativação de zonas de atenção, esforço e aprendizagem (padrão de esforço), mas com normalização ao 6º mês. Os resultados obtidos são concordantes com estudos prévios que demonstraram que as regiões corticais associadas com a rede de esforço são menos ativadas após a aprendizagem de uma tarefa visual, e que a diminuição da ativação cortical está altamente correlacionada com a magnitude da capacidade em desempenhar corretamente essa tarefa³⁹. Apesar de não ter havido qualquer tipo de treino de aprendizagem no estudo efetuado pelos autores, já que a tarefa visual foi apenas repetida ao 6º mês pós-operatório, pode-se considerar que a visão na vida diária após a cirurgia de catarata é uma forma de aprendizagem natural. Os doentes são expostos a fontes de brilho e a estímulos de baixo contraste diariamente, e a exposição repetida a um estímulo visual resulta na melhor percepção desse estímulo, isto é, na aprendizagem perceptual³⁹. Com a prática, sintonizam-se com as características relevantes e são capazes de as extrair do meio envolvente com maior seletividade e fluência⁴⁷.

A redução da ativação de áreas relacionadas com a atenção durante a aprendizagem representa uma menor necessidade de atenção à medida que a tarefa se torna mais fácil, devido a uma melhor eficácia processual^{38,39}. O giro cingulado tem um papel importante na atenção, nos comportamentos por objetivos e na monitorização do erro, o que explica a sua ativação na primeira visita, nas primeiras fases de adaptação, mas não na segunda visita, quando o desempenho da tarefa visual passou a ser efetuado com maior facilidade⁴⁰. Aplique-se a mesma linha de raciocínio à ausência de ativações do caudado na segunda visita, já que esta região está envolvida no planeamento e execução de estratégias para alcançar objetivos complexos/difíceis⁴¹.

Como as melhorias em termos de visão, sintomas, deteção de contraste e velocidade de leitura poderiam ser atribuídas a uma evolução favorável das propriedades ópticas, foi efetuada uma aberrometria por traçado de raios em ambas as visitas. Os aberrómetros com traçado de raios usam feixes finos e separados, em anéis concêntricos, que são projetados sequencialmente no olho⁴⁸. Este método evita confusão na avaliação de olhos com muitas aberrações ou com lentes multifocais, uma vez que a avaliação é feita ponto por ponto, evitando a sobreposição que ocorreria em outros aberrómetros, devido à presença dos anéis de Fresnel nas lentes multifocais⁴⁹. É importante controlar as propriedades ópticas para garantir que as melhorias observadas são devidas a um melhor processamento cortical e não devido à melhoria de propriedades ópticas, como as aberrações de alta ordem, a função de transferência modular (MTF), ou a relação de Strehl. Tanto no grupo de doentes como no grupo

controlo não houve alterações significativas nos parâmetros ópticos, o que reforça a noção de que os melhores resultados apresentados pelos doentes na segunda visita não são devido às propriedades ópticas do olho.

Desta forma, este estudo demonstra, pela primeira vez, a associação entre as dificuldades subjetivas reportadas pelos doentes e os resultados de FMRI, independentemente de propriedades ópticas e do desempenho psicofísico. Fornece dados objetivos de que a neuroadaptação às lentes multifocais ocorre através de um processo de recrutamento de áreas visuais de atenção e aprendizagem no período pós-operatório inicial. Uma forma de adaptação a longo-prazo/plasticidade funcional – provavelmente aprendizagem perceptual – leva à regularização da atividade cortical na direção de um padrão neuronal de não-esforço. Estas modificações representam uma melhoria da eficiência neuronal, de forma que menos regiões cerebrais são recrutadas para efetuar determinada tarefa, à semelhança do já publicado no que respeita ao ganho de *expertise* em tarefas que envolvem jogos de computador⁵⁰. A aplicação clínica imediata destes resultados assenta na tranquilização dos doentes. Existe de facto um processo de neuroadaptação, com recrutamento de zonas de esforço e aprendizagem, com regularização nos primeiros meses em direção a um padrão de não-esforço. Os doentes com mais sintomas disfótics não têm piores propriedades ópticas e apresentam resolução da maioria dos sintomas nos primeiros 6 meses. Para além disso, os doentes não devem evitar tarefas visuais exigentes. Embora estas atividades possam acarretar maior ativação de zonas de esforço e atenção inicialmente, foi mostrado que esta ativação é reduzida ao longo do tempo e que é acompanhada por melhoria no desempenho visual, psicofísico e de leitura. Aliás, o recrutamento da rede da atenção facilita a aprendizagem perceptual através da interação entre as zonas de atenção e as regiões corticais visuais³⁹. O treino perceptual através da execução de tarefas visuais exigentes pode ajudar os doentes com mais sintomas a selecionar a informação relevante, a ignorar estímulos irrelevantes, como os halos, e a melhorar a deteção de contrastes baixos sob luz.

Desta forma, compreender a relação entre as propriedades ópticas e os sintomas pode ainda levar a um tratamento mais eficaz das disfotópsias. A ansiedade, por exemplo, tem um impacto negativo na aprendizagem perceptual⁵¹. O desempenho diminui quando os recursos (como a atenção espacial, as funções executivas) são consumidos pela ansiedade^{51,52}. A ansiedade tem um impacto negativo sobre processos verbais e espaciais, existindo correlação entre esta e a quebra do desempenho.⁵¹ Desta forma, poderá ser necessário gerir a ansiedade provocada pela presença de sintomas disfótics no período pós-operatório precoce.

Embora se tenha estudado um grupo de doentes com lentes multifocais, as disfotópsias também ocorrem em doentes com lentes monofocais. Será também relevante estudar a neuroadaptação a diferentes desenhos de lentes, já que alguns modelos poderão induzir menos disfotópsias e permitir uma adaptação mais fisiológica. Decorre ainda da informação agora obtida que a análise da conectividade funcional entre áreas visuais e áreas relacionadas com a atenção será especialmente importante em doentes nos quais a neuroadaptação não se estabeleceu de forma eficaz. Especificamente, as ligações cortico-estriais contribuem para a interpretação de cenas visuais ambíguas, como ocorre com halos, brilhos e riscos estrelados⁵³. Poderia assim ser possível identificar marcadores pré-operatórios associados a uma adaptação positiva a lentes multifocais ou a outros procedimentos refrativos, estabelecendo pontes entre a

ressonância magnética funcional e testes psicofísicos.

CONCLUSÃO

A neuroadaptação no contexto de cirurgia de catarata e lentes multifocais ocorre precocemente através do recrutamento de zonas de atenção, aprendizagem e esforço, estabelece-se ao longo de meses, levando a uma melhoria do desempenho em termos de acuidade visual, sensibilidade ao contraste e velocidade de leitura, com melhoria das queixas subjetivas e não dependente das propriedades ópticas estudadas.

REFERÊNCIAS

1. Martins Rosa A, Silva MF, Ferreira S, Murta J, Castelo-Branco M. Plasticity in the human visual cortex: an ophthalmology-based perspective. *BioMed Res Int* 2013; 2013: 568354.
2. Kinard K, Jarstad A, Olson RJ. Correlation of visual quality with satisfaction and function in a normal cohort of pseudophakic patients. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(4): 590-7.
3. de Vries NE, Webers CA, Touwslager WR, Bauer NJ, de Brabander J, Berendschot TT, Nuijts. Dissatisfaction after implantation of multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(5): 859-65.
4. Wilkins MR, Allan BD, Rubin GS, Findl O, Hollick EJ, Bunce C, Xing W, Moorfields IOL Study Group. Randomized trial of multifocal intraocular lenses versus monovision after bilateral cataract surgery. *Ophthalmology* 2013; 120(12): 2449-55.
5. Woodward MA, Randleman JB, Stulting RD. Dissatisfaction after multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(6): 992-7.
6. Welch NR, Gregori N, Zabriskie N, Olson RJ. Satisfaction and dysphotopsia in the pseudophakic patient. *Can J Ophthalmol* 2010; 45(2): 140-3.
7. Holladay JT, Zhao H, Reisin CR. Negative dysphotopsia: the enigmatic penumbra. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(7): 1251-65.
8. Calladine D, Evans JR, Shah S, Leyland M. Multifocal versus monofocal intraocular lenses after cataract extraction. *Cochrane Database Syst Rev* 2012; (9): CD003169.
9. Mamalis N. Complications of foldable intraocular lenses requiring explantation or secondary intervention--2001 survey update. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28(12): 2193-201.
10. Dolders MG, Nijkamp MD, Nuijts RM, van den Borne B, Hendrikse F, Ament A, Groot W. Cost effectiveness of foldable multifocal intraocular lenses compared to foldable monofocal intraocular lenses for cataract surgery. *Br J Ophthalmol* 2004; 88(9): 1163-8.
11. Braga-Mele R, Chang D, Dewey S, Foster G, Henderson BA, Hill W, Hoffman R, Little B, Mamalis N, Oetting T, Serafino D, Talley-Rostov A, Vasavada A, Yoo S, ASCRS Cataract Clinical Committee. Multifocal intraocular lenses: relative indications and contraindications for implantation. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40(2): 313-22.
12. Fernandez-Buenaga R, Alio JL, Munoz-Negrete FJ, Barraquer Compte RI, Alio-Del Barrio JL. Causes of IOL explantation in Spain. *Eur J Ophthalmol* 2012; 22(5): 762-8.
13. Palomino Bautista C, Carmona Gonzalez D, Castillo Gomez A, Bescos JA. Evolution of visual performance in 250 eyes implanted with the Tecnis ZM900 multifocal IOL. *Eur J Ophthalmol* 2009; 19(5): 762-8.
14. Pepin SM. Neuroadaptation of presbyopia-correcting intraocular lenses. *Curr Opin Ophthalmol* 2008; 19(1): 10-2.
15. Shimizu K, Ito M. Dissatisfaction after bilateral multifocal intraocular lens implantation: an electrophysiology study. *J Refract Surg* 2011; 27(4): 309-12.
16. Rabsilber TM, Rudalevicius P, Jasinskas V, Holzer MP, Auffart GU. Influence of +3.00 D and +4.00 D near addition on functional outcomes of a refractive multifocal intraocular lens model. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(3): 350-7.
17. McAlinden C, Pesudovs K, Moore JE. The development of an instrument to measure quality of vision: the Quality of Vision (QoV) questionnaire. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2010; 51(11): 5537-45.
18. Sabesan R, Yoon G. Visual performance after correcting higher order aberrations in keratoconic eyes. *J Vis* 2009; 9(5): 6 1-10.
19. Campbell FW, Green DG. Optical and retinal factors affecting visual resolution. *J Physiol* 1965; 181(3): 576-93.
20. Webster MA, Georgeson MA, Webster SM. Neural adjustments to image blur. *Nat Neurosci* 2002; 5(9): 839-40.
21. Artal P, Chen L, Fernandez EJ, Singer B, Manzanera S, Williams DR. Neural compensation for the eye's optical aberrations. *J Vis* 2004; 4(4): 281-7.
22. Nelson CA. Neural plasticity and human development: the role of early experience in sculpting memory systems. *Develop Sci* 2000; 3(2): 115-36.
23. Karmarkar UR, Dan Y. Experience-dependent plasticity in adult visual cortex. *Neuron* 2006; 52(4): 577-85.
24. Thompson P, Burr D. Visual after effects. *Curr Biol*. 2009; 19(1): R11-4.
25. Yehezkel O, Sagi D, Sterkin A, Belkin M, Polat U. Learning to adapt: Dynamics of readaptation to geometrical distortions. *Vision Res* 2010; 50(16): 1550-8.
26. Webster MA. Adaptation and visual coding. *J Vis* 2011; 11(5).
27. Werner A, Bayer A, Schwarz G, Zrenner E, Paulus W. Effects of ageing on postreceptoral short-wavelength gain control: transient tritanopia increases with age. *Vision Res* 2010; 50(17): 1641-8.
28. Rivest J, Kim JS, Intriligator J, Sharpe JA. Effect of aging on visual shape distortion. *Gerontology* 2004; 50(3): 142-51.
29. Huettel SA, Song AW, McCarthy G. *Functional Magnetic Resonance Imaging*; Sinauer Associates, Incorporated; 2009.
30. Pauling L, Coryell CD. The Magnetic Properties and Structure of Hemoglobin, Oxyhemoglobin and Carbonmonoxyhemoglobin. *Proc Natl Sci USA* 1936; 22(4): 210-6.
31. Miki A, Haselgrove JC, Liu GT. Functional magnetic resonance imaging and its clinical utility in patients with visual disturbances. *Surv Ophthalmol* 2002; 47(6): 562-79.
32. Goodyear BG, Nicolle DA, Humphrey GK, Menon RS. BOLD fMRI response of early visual areas to perceived contrast in human amblyopia. *J Neurophysiol* 2000; 84(4): 1907-13.
33. Kalia A, Lesmes LA, Dorr M, Gandhi T, Chatterjee G, Ganesh S, Bex PJ, Sinha P. Development of pattern vision following early and extended blindness. *Proc Natl Sci USA* 2014; 111(5): 2035-9.
34. Sabel BA, Gudlin J. Vision restoration training for glaucoma: a randomized clinical trial. *JAMA Ophthalmol* 2014; 132(4): 381-9.
35. Baker CI, Peli E, Knouf N, Kanwisher NG. Reorganization of visual processing in macular degeneration. *J Neurosci* 2005; 25(3): 614-8.
36. Montes-Mico R, Alio JL. Distance and near contrast sensitivity function after multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29(4): 703-11.
37. Rosa AM, Miranda AC, Patricio M, McAlinden C, Silva FL, Murta JN, Castelo-Branco M. Functional Magnetic Resonance Imaging to Assess the Neurobehavioral Impact of Dysphotopsia with Multifocal Intraocular Lenses. *Ophthalmology* 2017; 124(9): 1280-9.
38. Lewis CM, Baldassarre A, Committeri G, Romani GL, Corbetta M. Learning sculpts the spontaneous activity of the resting human brain. *Proc Natl Acad Sci USA* 2009; 106(41): 17558-63.
39. Mukai I, Kim D, Fukunaga M, Japee S, Marrett S, Ungerleider LG. Activations in visual and attention-related areas predict and correlate with the degree of perceptual learning. *J Neurosci* 2007; 27(42): 11401-11.
40. Choi MH, Kim HS, Yoon HJ, Lee JC, Baek JH, Choi JS, Tack GR, Min BC, Lim DW, Chung SC. Increase in brain activation due to sub-tasks during driving: fMRI study using new MR-compatible driving simulator. *J Physiol Anthropol* 2017; 36(1): 11.
41. Grahn JA, Parkinson JA, Owen AM. The cognitive functions of the caudate nucleus. *Prog Neurobiol* 2008; 86(3): 141-55.

42. Elliott DB, Hurst MA, Weatherill J. Comparing clinical tests of visual function in cataract with the patient's perceived visual disability. *Eye (Lond)* 1990; 4 (Pt 5): 712-7.
43. Alio JL, Radner W, Plaza-Puche AB, Ortiz D, Neipp MC, Quiles MJ, Rodríguez-Marín J. Design of short Spanish sentences for measuring reading performance: Radner-Vissum test. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34(4): 638-42.
44. Rosa AM, Farinha CL, Radner W, Diendorfer G, Loureiro MF, Murta JN. Development of the Portuguese version of a standardized reading test: the Radner-Coimbra Charts. *Arq Bras Oftalmol* 2016; 79(4): 238-42.
45. Radner W, Obermayer W, Richter-Mueksch S, Willinger U, Velikay-Parel M, Eisenwort B. The validity and reliability of short German sentences for measuring reading speed. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2002; 240(6): 461-7.
46. Rosa AM, Miranda ÂC, Patrício MM, McAlinden C, Silva FL, Castelo-Branco M, Murta JN. Functional magnetic resonance imaging to assess neuroadaptation to multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43(10): 1287-96.
47. Kellman PJ, Garrigan P. Perceptual learning and human expertise. *Phys Life Rev* 2009; 6(2): 53-84.
48. Molebny VV, Panagopoulou SI, Molebny SV, Wakil YS, Pallikaris IG. Principles of ray tracing aberrometry. *J Refract Surg* 2000; 16(5): S572-5.
49. Jun I, Choi YJ, Kim EK, Seo KY, Kim TI. Internal spherical aberration by ray tracing-type aberrometry in multifocal pseudophakic eyes. *Eye (Lond)* 2012; 26(9): 1243-8.
50. Sigman M, Pan H, Yang Y, Stern E, Silbersweig D, Gilbert CD. Top-down reorganization of activity in the visual pathway after learning a shape identification task. *Neuron* 2005; 46(5): 823-35.
51. Vytal KE, Cornwell BR, Letkiewicz AM, Arkin NE, Grillon C. The complex interaction between anxiety and cognition: insight from spatial and verbal working memory. *Front Human Neurosci* 2013; 7: 93.
52. Shackman AJ, Maxwell JS, McMenemy BW, Greischar LL, Davidson RJ. Stress potentiates early and attenuates late stages of visual processing. *J Neurosci* 2011; 31(3): 1156-61.
53. Lopez-Paniagua D, Seger CA. Interactions within and between corticostriatal loops during component processes of category learning. *J Cogn Neurosci* 2011; 23(10): 3068-83.

Complicações das Lentes Multifocais

Maria do Céu Pinto e João Coelho
Centro Hospitalar Universitário do Porto, Portugal

INTRODUÇÃO

Ao longo das últimas décadas, assistiu-se a uma contínua evolução da cirurgia de catarata, que de uma simples remoção do cristalino se transformou numa cirurgia refrativa com o implante de uma lente intraocular (LIO) multifocal. Desta forma, é possível uma visão independente de óculos, corrigindo simultaneamente as ametropias e a presbiopia, aumentando assim a qualidade de vida dos doentes. Esta evolução acarretou um aumento progressivo das expectativas dos doentes, assim como o grau de insatisfação quando esse objetivo não é totalmente atingido.

A cirurgia do cristalino com implante de LIOs multifocais tem tido uma utilização crescente no tratamento da presbiopia pois oferece a possibilidade de correção refrativa em todas as distâncias^{1,2}. Proporciona também uma visão funcional nas várias distâncias à custa da chamada visão simultânea de duas ou mais imagens retinianas que resultam da divisão da luz por dois ou mais focos com consequente redução do contraste². De um modo geral, os doentes com LIO multifocais ficam satisfeitos apresentando *scores* de qualidade de vida e satisfação relativamente à sua visão, significativamente mais elevados quando comparados com os doentes com LIOs monofocais².

Apesar da grande evolução das últimas décadas na técnica cirúrgica de catarata, assim como no aperfeiçoamento dos materiais e geometria das LIOs, juntamente com biómetros mais fiáveis e novas gerações de fórmulas, este procedimento não é isento de riscos e complicações.

Neste capítulo, serão avaliados e discutidos alguns dos aspetos negativos das LIO multifocais que podem afetar a qualidade de vida do doente e o nível de satisfação, bem como as estratégias que devem ser usadas para prevenir, detetar e tratar esses resultados indesejados.

PREVENÇÃO

O primeiro passo para evitar complicações com as LIOs multifocais é uma seleção cuidadosa dos doentes a quem implantar estas lentes.

Um exame oftalmológico completo e rigoroso é obrigatório na seleção dos candidatos em que se pondera implantar LIOs multifocais. Deverá incluir uma história oftalmológica e familiar, para excluir glaucoma ou patologia retiniana, como degenerescência macular da idade (DMI), distrofias, diabetes, entre outros. A realização de uma biomicroscopia cuidada é fundamental para eliminar patologia corneana, bem como verificar a existência de integridade das zónulas e ausência de material pseudoesfoliativo, que podem condicionar descentramentos ou mesmo a luxação da LIO³.

A fundoscopia é igualmente essencial para avaliar o nervo óptico e a mácula. O implante de LIOs multifocais não deverá ser realizado em doentes com patologias que diminuem a sensibilidade ao contraste tais como o glaucoma, neuropatias ópticas ou doenças maculares. Desde modo, todos os doentes candidatos a cirurgia refrativa do cristalino deverão realizar um OCT (*Optical Coherence Tomography*) macular e do nervo

óptico, de modo a excluir patologia que limite o resultado ou até contraindique uma eventual cirurgia^{3,4}.

Um estudo pormenorizado da córnea com topografia, aberrometria e paquimetria também deverá ser realizado em todos os doentes com um duplo objetivo, por um lado permitir detetar astigmatismos irregulares, e grandes aberrações, e por outro lado, avaliar a possibilidade de serem realizados posteriormente tratamentos queratorefrativos com LASER para corrigir eventuais erros refrativos residuais após o implante da lente multifocal⁵. O cálculo da lente a implantar deve ser feito por biómetros e fórmulas de última geração, mais fiáveis, evitando assim erros refrativos residuais. O tipo de lente a implantar deve ser a que melhor se adequa às necessidades e preferências do doente.

As LIOs multifocais para alcançarem um bom desempenho necessitam que ambos os olhos tenham todo o seu potencial de visão intacto, deste modo não deverá ser recomendado, salvo em casos excecionais, o implante em olhos únicos ou ambliopes^{6,7}. A acuidade visual e o equilíbrio oculomotor também deverão ser cuidadosamente avaliados uma vez que estes tipos de LIOs não são adequados em doentes com estrabismo, nem com forias elevadas, pois estas poderão descompensar após a cirurgia³.

O sistema visual humano não está preparado para a visão simultânea de duas ou mais imagens sendo necessário um período de neuro-adaptação, e o modo de acelerar e tornar mais fácil este processo, é implantar as LIOs multifocais com um curto intervalo de tempo entre os dois olhos^{1,3}.

Na realidade muitas destas complicações podem ser evitadas com uma seleção adequada do doente, de forma a excluir todas as contra-indicações para este procedimento. Além das patologias que interferem no normal funcionamento do sistema visual, também é importante excluir todos os doentes que de acordo com o seu perfil psicológico demonstrem expectativas irrealistas. Cabe ao cirurgião não alimentar essas expectativas e desmistificá-las com a explicação detalhada do procedimento, das suas limitações e das possíveis complicações. Deve ser dado tempo de reflexão, assim como uma nota informativa detalhada do procedimento para que a decisão seja devidamente ponderada. Desta forma, aumenta-se significativamente o grau de satisfação e consequentemente diminui-se o número de complicações clínicas e legais.

Mas apesar de todos estes cuidados, por vezes, surgem com complicações de difícil resolução que acarretam grande insatisfação ao doente e preocupação ao cirurgião.

Na literatura encontram-se inúmeros trabalhos que caracterizam, quantificam e sugerem propostas de resolução destas potenciais complicações. Felizmente a maioria delas são transitórias e com pouco impacto na qualidade de vida dos doentes, mas há uma percentagem residual que são de difícil resolução acabando por vezes no explante da LIO.

Perante um doente não satisfeito com o procedimento é necessário estudar a natureza das suas queixas e tentar adequar os tratamentos atualmente disponíveis.

RAZÕES PARA A INSATISFAÇÃO DO DOENTE

O implante de LIO multifocais tem como objetivo possibilitar a independência de óculos em todas as distâncias. A generalidade dos estudos indica que os doentes atingem níveis altos de satisfação com as LIO multifocais não se verificando, por exemplo, diferenças nas acuidades e na *performance* visual, nos níveis de satisfação e nas complicações quando se avaliam os doentes por diferentes faixas etárias⁸⁻¹¹.

No entanto, por vezes surgem complicações que influenciam significativamente o nível de satisfação e a qualidade de vida dos doentes.

Foi publicada recentemente uma correlação entre as queixas de disfotópsias positivas e o tipo de personalidade. Neste estudo, apesar das queixas, 82,2% dos doentes optariam por uma LIO multifocal novamente, e apenas 3,7% responderam negativamente. A satisfação alcançada com a cirurgia apresentava uma correlação positiva com um baixo astigmatismo pós-cirúrgico, um bom desempenho visual, pouca percepção de halos ou *glare* e elevada independência de óculos. Doentes com personalidades obsessivo-compulsivas ou perfeccionistas apresentavam significativamente mais queixas de *glare* e halos e por isso tinham piores níveis de satisfação. Os autores concluem que deve ser muito bem ponderado o implante de LIOs multifocais nos doentes com estas personalidades¹².

A visão turva ou desfocada é a principal causa de insatisfação entre doentes submetidos a cirurgia com LIOs multifocais, estando descritas séries em que aproximadamente 93% dos doentes apresentam estas queixas¹³. Várias etiologias têm sido apontadas, sendo na maioria dos casos justificadas pela presença de ametropias pós-cirúrgicas, opacificação da cápsula posterior e olho seco.

Segundo Gibbons *et al.* as queixas de visão desfocada foram as mais frequentemente encontradas, sendo em 57% dos casos justificadas pela existência de erro refrativo residual pós-cirúrgico e em 35% por instabilidade do filme lacrimal¹⁴. Num estudo recente de Kim *et al.* estas queixas foram a principal razão para proceder ao explante de lentes multifocais (60%), sendo a segunda causa os fenómenos fotópicos (57%)¹⁵.

Noutro trabalho, as queixas de visão turva ou desfocada (com ou sem fenómenos fotópicos) foi relatada em 72 olhos (94,7%) e fenómenos fotópicos (com ou sem visão turva ou desfocada) em 29 olhos (38,2%), estando presentes ambos os sintomas em 32,9% dos olhos. Ametropias e astigmatismo residuais, opacificação da cápsula posterior e tamanhos pupilares elevados foram as etiologias mais frequentemente associadas às queixas dos doentes¹⁶.

Uma revisão sistemática da literatura publicada sobre LIOs multifocais descreve que as queixas de fenómenos fotópicos são 3,5 vezes mais frequentes com lentes multifocais do que com monofocais, não existindo, no entanto, na maioria das vezes, apenas uma causa identificável².

COMPLICAÇÕES APÓS CIRURGIA DE CATARATA COM LENTES MULTIFOCAIS

Descentramento da LIO multifocal

Vários estudos têm sido realizados de modo a avaliar o grau e impacto clínico do descentramento das LIOs multifocais^{17,19}. De um modo geral, o descentramento médio (após cirurgia de catarata sem intercorrências) apresentado nos estudos é de $0,30 \pm 0,16$ mm (variando entre 0 e 1,09 mm) dependendo do método utilizado para a medição. Quando uma LIO multifocal se encontra descentrada, esta pode perder as suas propriedades ópticas, sendo mais evidente se for uma lente tórica, diminuindo assim significativamente a função visual a que se propõe¹ (Figura 1).

Existem essencialmente três fatores que determinam como a visão é afetada pelo descentramento de uma LIO multifocal: quantidade de descentramento, tipo de LIO e tamanho pupilar. Para uma melhor compreensão do impacto destes fatores, foram estudados por Soda *et al* 4 diferentes modelos de LIO multifocal (2 difrativos e 2 refrativos) com graus crescentes de descentramento em um olho modelo com um tamanho pupilar de 3 mm. Para a lente difrativa/refrativa AcrySof® IQ ReSTOR® SA60D3 (Alcon), os resultados visuais para perto deterioram-se com graus crescentes de descentramento, enquanto que na visão de longe tendem a melhorar. Esta característica é explicada pelo tipo de *design* desta lente, pois a sua periferia é semelhante a uma LIO monofocal. Noutros modelos de LIO multifocal, como a Tecnis® ZM900 (AMO), toda a superfície óptica apresenta uma estrutura difrativa, deste modo, descentramentos superiores a 0,75mm, neste tipo de LIOs comprometem o seu desempenho na visão tanto de perto como de longe. Para os modelos refrativos ReZoom® (AMO) e SFX-MV1® (Hoya), mesmo com descentramentos de 1 mm, não se observam alterações na visão de perto, no entanto, foi observada uma redução nos resultados visuais da visão ao longe a partir de descentramentos de 0,75 e 1 mm, respetivamente²⁰.

Relativamente ao tamanho pupilar e ao impacto que este fator poderá ter na *performance* de uma lente multifocal descentrada, foi demonstrado que doentes com pupilas pequenas apresentam piores resultados visuais na visão de perto tendo o descentramento mais impacto nas visões de longe e visão intermédia. Por outro lado, quando se avaliam lentes monofocais, tanto o tamanho da pupila como o descentramento da LIO não tiveram impacto na acuidade visual. Desde modo, muitos autores têm referido que quando mais sofisticada é a tecnologia e o *design* de uma lente multifocal mais esta é sensível a qualquer descentramento²¹.

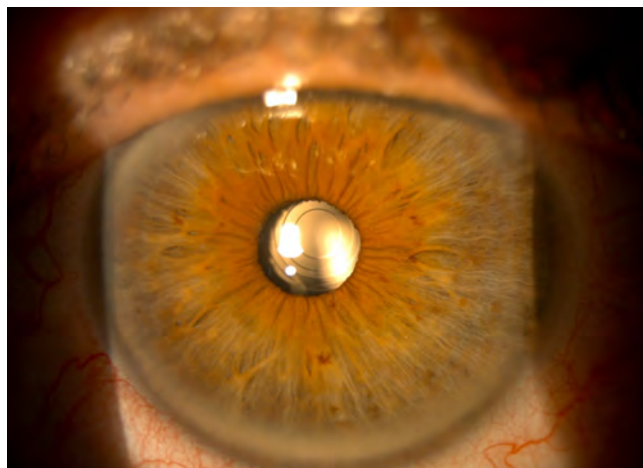


Figura 1 - LIO multifocal tórica descentrada

O descentramento das lentes multifocais está igualmente associado a uma maior prevalência de sintomas fotópicos como halos e *glare*, bem como diminuição da sensibilidade ao contraste com consequente pior *performance* na visão noturna²².

Outro fator a ter em consideração e que deverá ser pesquisado em doentes com queixas de má visão, apesar de um perfeito posicionamento da LIO, é a existência de um ângulo K elevado²³. Estudos recentes sugerem que o ângulo K elevado, pode por si só contribuir para a existência de fenómenos fotópicos após a implantação de LIOs multifocais, pelo que este parâmetro deve ser avaliado no pré-operatório e pesquisado no pós-operatório em doentes com estas queixas e que não possam ser atribuídas a outras causas^{22,24}.

O descentramento de uma lente multifocal não implica necessariamente o seu explante. Na maioria dos casos que necessitam de tratamento, a realização de uma iridoplastia com laser Argon é o tratamento aconselhado¹.

Inclinação ou *tilt* das LIO multifocais

O material e a biocompatibilidade dos hápticos desempenham um papel fundamental no posicionamento da LIO²⁵. As LIOs acrílicas devido à sua natureza flexível e resistência ao risco permitem ser implantadas através de pequenas incisões corneanas. No entanto a combinação de material acrílico com hápticos em “*C-loop*” pode facilitar o descentramento e inclinação (*tilt*) da LIO quando o saco capsular se contraí^{26,27}.

Os anéis de tensão capsulares demonstraram que além de inibirem a opacificação da cápsula posterior, podem desempenhar um papel na estabilidade e posicionamento de alguns subtipos de LIOs como por exemplo nas lentes multifocais refrativas assimétricas ou difrativas evitando eventuais movimentos causados pela contração do saco capsular^{28,29}.

Mastropasqua *et al.*³⁰, compararam a aberrometria e a *performance* visual da LIO multifocal difrativa AcrySof® IQ ReSTOR® SA60D3 (Alcon) com e sem anel de tensão capsular, demonstrando que as aberrações de alta ordem eram significativamente menores no grupo com anel de tensão capsular devido ao melhor posicionamento e centragem da lente, não observando, no entanto, diferenças na acuidade visual não corrigida para longe e perto nem em estudos de sensibilidade ao contraste³⁰.

Em relação às lentes multifocais refrativas assimétricas, como as LentisMplus® LS-312 (Oculentis), os estudos em modelos experimentais provaram que o *tilt* e descentramento tem mais impacto na *performance* visual deste subtipo de lente multifocal do que nas lentes multifocais difrativas, neste caso a AcrySof® IQ ReSTOR® SN6AD1 (Alcon)³¹.

Assim, as lentes com um desenho em prato, contrariamente às em “*C-loop*”, apresentam maior estabilidade e um comportamento mais previsível mesmo após a contração do saco capsular.

Tamanho pupilar

O tamanho da pupila após a cirurgia é um parâmetro importante que determina o desempenho da LIO. Um dos principais desafios relativamente ao tamanho pupilar é prever o seu tamanho após a cirurgia, sendo frequente este mudar em comparação com as medidas pré-operatórias. Assim, uma pupila muito pequena no pós-operatório limitará o desempenho na visão de perto na maioria das lentes multifocais. Por outro lado, grandes diâmetros pupilares no pós-operatório estão associados a um aumento dos fenómenos fotópicos¹.

De um modo geral a acuidade visual correlaciona-se com o tamanho pupilar^{32,33}. Pupilas maiores permitem um maior uso da zona óptica nas lentes refrativas bem como uma maior sensibilidade ao contraste nas LIOs com *designs* difrativos, sendo, no entanto, este subtipo menos dependente do tamanho pupilar²¹. Carson *et al.* avaliaram a influência do tamanho pupilar em lentes do mesmo subtipo, difrativas trifocais, Finevision® MicroF e AT LISA Tri® 839MP (Zeiss). Os autores descrevem que para um tamanho pupilar de 3,0 mm não se observam diferenças na *performance* destas lentes nas várias distâncias avaliadas³⁴. No entanto, com diâmetros pupilares maiores (4,5mm) Ruiz-Alcocer *et al.* reporta que a Finevision® MicroF alcançou melhores resultados na visão de longe e a AT LISA Tri® 839MP (Zeiss) na visão intermédia e de perto³⁵. Embora ambas as LIO sejam esféricas difrativas trifocais e compostas por materiais acrílicos hidrofílicos, têm diferentes *designs* de zona óptica e, por isso, diferente distribuição de luz, sendo que a AT LISA Tri® 839MP possui uma superfície hidrofóbica adicional³⁶.

Deste modo se compreende que inclusive dentro do mesmo subgrupo de lentes multifocais, existam diferenças significativas na *performance* da lente, induzidas pelo tamanho da pupila, que depende das características únicas de cada modelo.

Em doentes com queixas de má acuidade visual para perto devido a um pequeno diâmetro pupilar a utilização de ciclopentolato para dilatação poderá ter interesse e indicação. Se for atingida uma boa acuidade visual com este método poderá ter indicação o seu uso crónico¹³. A iridoplastia com laser de argon poderá igualmente ser utilizada³.

Se pelo contrário o doente apresenta um grande diâmetro pupilar e que por isso se queixa de fenómenos fotópicos, o uso de brimonidina 0,2% para diminuir a miopia noturna poderá ter interesse, sendo atualmente uma opção com bons resultados e por isso frequentemente usada em cirurgia refrativa^{13,33}.

Erro refrativo residual

Apesar dos avanços recentes na cirurgia de catarata e em tudo o que lhe está associado, ainda se observam com alguma frequência resultados visuais insatisfatórios pela existência de um erro refrativo pós-cirúrgico significativo que compromete o resultado visual. As LIOs multifocais são mais sensíveis aos erros refrativos residuais, por pequenos que sejam, e são uma das causas mais frequentes de queixas e insatisfação dos doentes.

Estudos que analisaram resultados refrativos de mais de 17.000 olhos após cirurgia de catarata reportam que só foi alcançado o erro refrativo alvo, a emetropia, em 55% dos olhos³⁷. A existência de erros refrativos pós-operatórios poderá ser justificada por múltiplas causas nomeadamente, erros na biometria, seleção inadequada do poder da LIO, limitações das fórmulas de cálculo da LIO, especialmente nos casos de ametropias extremas, ou erros no posicionamento da LIO^{3,38}.

A abordagem terapêutica deverá ser feita de acordo com os meios disponíveis, experiência do cirurgião, condições anatómicas e magnitude do erro residual. Quando o erro residual é elevado, o doente não tem condições para procedimentos queratofráticos ou não há tecnologia disponível, é necessário recorrer à troca de LIO.

Diferentes estudos têm demonstrado a eficácia, previsibilidade e segurança em correções miópicas e hipermetrópicas com laser Excimer (LASIK ou PRK) após cirurgia de catarata³⁹. Por outro lado, em alguns centros estas técnicas não estão disponíveis sendo por vezes necessário recorrer à troca da LIO ou ao implante de LIO no sulco (*piggyback*). Gundersen *et al.* numa amostra de 416 olhos com lentes multifocais apresentaram uma taxa de retratamento de 10,8% (45 olhos), não havendo diferenças em relação ao tipo de LIO multifocal previamente implantada, sendo que em 89% dos olhos se optou pela colocação de uma lente no sulco com uma elevada taxa sucesso⁴⁰.

Em relação à correção de erros residuais após implante de lentes multifocais, os estudos têm relatado melhorias significativas na acuidade visual ao longe, no entanto com resultados limitados nos fenómenos fotópicos⁴¹. Santhiago *et al.* bem como Schallhorn *et al.* descrevem melhorias significativas tanto na acuidade visual não corrigida como no equivalente esférico com elevadas taxas de segurança e previsibilidade tanto em olhos com lentes difrativas como refrativas^{41,42}. Quando se compara a eficácia, previsibilidade e segurança do LASIK na correção de erros refrativos residuais após cirurgia de catarata em doentes implantados com LIOs multifocais e monofocais, observa-se que os resultados são mais precisos e previsíveis nos doentes com LIOs monofocais. A previsibilidade e os resultados são ainda mais limitados nos olhos hipermetrópicas sujeitos a implante de LIOs multifocais^{43,44}.

A correção do erro refrativo após implante de LIOs multifocais deverá ser realizada tendo em consideração,

não apenas a visão para longe e perto, pois, deste modo os resultados poderão ser bastante insatisfatórios. Assim, é recomendável que previamente seja realizada uma curva de desfocagem completa para um melhor planeamento e previsibilidade da intervenção queratorefrativa².

Opacificação da cápsula posterior

A complicação mais comum a longo prazo das lentes multifocais é a opacificação da cápsula posterior³ – Figura 2 e 3.

Uma revisão sistemática demonstrou taxas de opacificação da cápsula posterior significativamente superiores nas lentes hidrofílicas em comparação com as hidrofóbicas, nas lentes colocadas no sulco comparativamente às colocadas no saco, e em olhos com grandes capsulorréxis^{13,16}. Por outro lado, foram observadas taxas menores de opacificação nas LIOs com a superfície posterior angulada comparativamente às arredondadas, não se observando diferenças entre as LIOs de 3 peças e as restantes⁴⁵.

Quando se comparou a frequência de capsulotomias posteriores em doentes com lentes multifocais e monofocais, verificou-se que a necessidade deste procedimento é significativamente mais frequente nos doentes com LIO multifocais, devido às suas exigências e necessidades. Um estudo com um seguimento pós-operatório médio de 22 meses com LIOs Acrysof® multifocais e monofocais, relata taxas de capsulotomias posteriores com laser YAG de 15,49% e 5,82%, respetivamente⁴⁶.

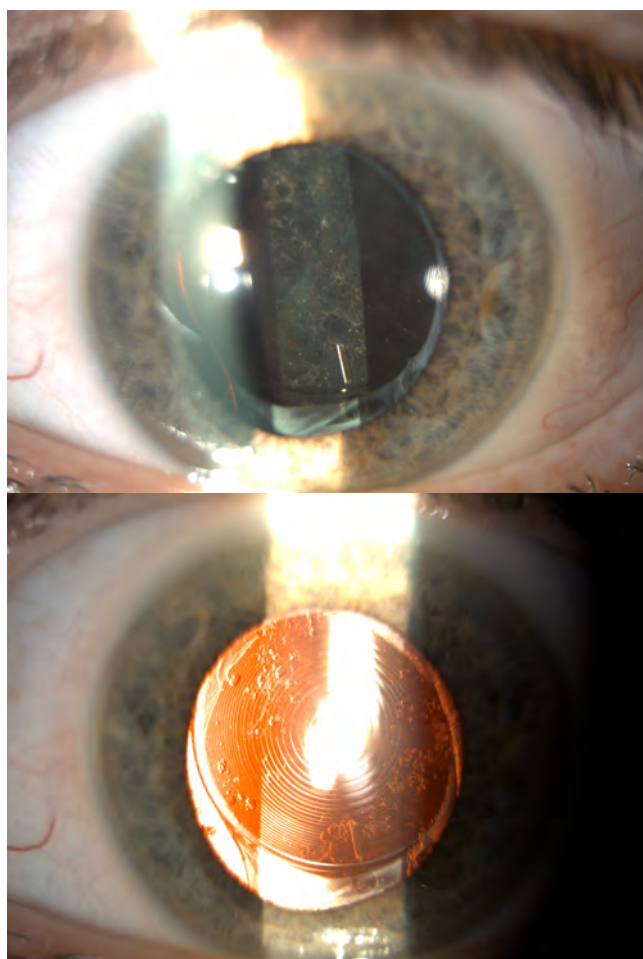
A diminuição da acuidade visual e um aumento dos fenómenos fotópicos, como os halos e o *glare*, são as principais queixas dos doentes com LIO multifocais com opacificação da cápsula posterior, sendo esta a justificação das queixas em 54% e 66% dos casos, respetivamente^{13,16}. Foi já igualmente comparada a taxa de capsulotomias após a implantação de diferentes modelos de LIO multifocais. Uma lente hidrofóbica (AcrySof® IQ ReSTOR®) apresentou uma taxa de capsulotomia aos 2 anos de 8,8% enquanto que uma LIO multifocal hidrofílica (Acri.LISA® Zeiss) teve uma taxa de 37,2% (P<0,0001). Deste modo se compreende que atualmente exista uma clara preferência pelo implante de LIOs multifocais hidrofóbicas em detrimento das hidrofílicas⁴⁷.

Bilbao-Calabuig *et al.* avaliaram a taxa de opacificação da cápsula posterior e a necessidade de capsulotomia laser YAG em dois tipos de lentes difrativas multifocais, Finevision® MicroF e AT LISA Tri® 839MP (Zeiss), relatando taxas de capsulotomia em 9% e 23% respetivamente, não se verificando diferenças até ao 9º mês pós-operatório⁹.

O melhor tratamento para resolver uma opacificação da cápsula posterior é a capsulotomia laser Nd:YAG. No entanto, antes de se proceder a este tratamento deverão ser excluídas e eventualmente tratadas todas as outras causas que possam justificar as queixas do doente. Apesar de ser um procedimento simples e eficaz não está isento de riscos e complicações, tais como o desenvolvimento de edema macular cistóide, hipertensão ocular, opacidades vítreas e descolamento de retina^{1,3}. Embora a troca de LIO seja raramente necessária, este procedimento é significativamente mais difícil e associado a um maior risco de complicações quando a cápsula posterior de encontra previamente aberta. Deste modo, deverá ter-se isso em consideração sempre que se está na presença de um doente insatisfeito e em que o explante da LIO multifocal possa vir a ser uma possibilidade².

Fenómenos disfotópicos (positivos/negativos) e sensibilidade ao contraste

Em diversas revisões da literatura os fenómenos disfotópicos e a perda de sensibilidade ao contraste são as desvantagens



Figuras 2 e 3 - LIO multifocal tórica com opacificação da cápsula posterior

mais frequentemente associadas às lentes multifocais^{2,48-50}. Como já mencionado anteriormente, estas queixas estão entre os motivos mais frequentes de insatisfação dos doentes, assim como de explante das lentes multifocais^{13,16}. As queixas de halos e *glare* são significativamente mais frequentes nos doentes com LIOs multifocais do que nos com LIOs monofocais^{1-3,16,49}. Entre as LIO multifocais, as refrativas estão mais associadas a fenómenos fotópicos do que as difrativas⁵¹, não se encontrando diferenças entre as lentes trifocais (PanOptix®, Alcon) e as de foco alargado (Symfony®, AMO)⁵².

A disfotopsia negativa foi clinicamente reportada após implante de LIOs de câmara posterior como um crescente escuro no campo visual temporal periférico que se acentua com contração e reduz com a dilatação pupilar, e se pensa estar associado aos bordos e índice de refração elevados das LIOs. A cobertura da óptica em 360º pela cápsula anterior tem efeito preventivo no desenvolvimento deste sintoma. Segundo Holladay *et al.* os fatores que determinam a presença destes fenómenos são: pupilas pequenas, espaço entre a íris e a LIO maior que 0,06 mm, índices de refração elevados das LIOs, ângulo K elevado, grau de desvio nasal da pupila e transparência da cápsula anterior⁵³. Num estudo de Henderson *et al.* o implante de uma LIO acrílica com a junção háptico-óptica inferotemporal diminui 2-3 vezes a incidência de disfotopsia negativa⁵⁴. Geralmente tendem a diminuir de intensidade com a opacidade da cápsula anterior. Num outro estudo, Osher *et al.* referem que a disfotopsia negativa está presente em 15,2% no 1º dia pós-operatório, 3,2% no 1º ano e 2,4% entre os 2 e 3 anos⁵⁵.

As LIO multifocais estão igualmente associadas a menor

sensibilidade ao contraste do que as LIOs monofocais, especialmente em condições mesópicas⁵⁶. Foi demonstrado que os doentes com LIOs multifocais difrativas têm uma redução significativa na sensibilidade ao contraste, especialmente nas faixas mesópicas mais baixas, em comparação com doentes com LIO monofocais⁵⁷. Comparando as LIO multifocais, as lentes difrativas parecem apresentar resultados semelhantes ou ligeiramente superiores às LIO multifocais refrativas em relação à sensibilidade ao contraste^{58,59}. Apesar de geralmente os doentes com lentes difrativas trifocais apresentarem menos queixas de halos e *glare* bem como de diminuição da sensibilidade ao contraste, Marques *et al.* bem como Bilbao-Calabuig *et al.*, este último com um estudo com mais de 10.000 olhos implantados com as lentes Finevision® MicroF e AT LISA Tri®839MP descrevem que 42% dos doentes referem que notaram uma perda de sensibilidade ao contraste quando avaliados 3 meses após a cirurgia, referindo maior dificuldade na condução noturna, não existindo diferenças entre os dois tipos de lentes avaliadas^{9,36}. Apesar de atualmente não existir nenhuma lente multifocal recomendada para colocação no sulco, quando aí implantadas, e independentemente do modelo, estão associadas a um risco acrescido de halos e *glare*⁶⁰.

O controlo e tratamento destes fenómenos fotópicos começa antes da cirurgia com uma cuidada seleção e educação dos doentes, preparando-os para esta possibilidade e para a perda de sensibilidade ao contraste que poderão notar após a cirurgia. O candidato à implantação de LIOs multifocais deve ser igualmente informado, que poderá notar a presença de algum grau de *glare* de halos após a cirurgia^{3,13,16}. Embora na maioria dos casos estes fenómenos sejam apenas ligeiros ou moderados e a maioria dos doentes acabar por se habituar com o tempo através de processos de neuro-adaptação, estes não devem deixar de ser referidos antes da cirurgia e investigados no pós-operatório^{61,62}.

De um modo geral, não é recomendado implantar LIOs multifocais em doentes cuja atividade seja predominantemente noturna (por ex: motoristas profissionais), sendo ainda menos recomendado se o doente tiver um grande tamanho pupilar em condições escotópicas que invariavelmente aumentará a percepção de halos e *glare* durante a noite^{2,9}.

Quando os fenómenos fotópicos são incapacitantes e afetam a qualidade de vida dos doentes é necessário intervir cirurgicamente. Esta abordagem pode ser feita por troca da LIO, implante de LIO no sulco (*piggyback*), captura reversa da óptica e sutura da íris ao complexo saco-lente⁵³. Qualquer um destes tratamentos cirúrgicos têm eficácia limitada, pois o mecanismo é multifatorial e ainda não completamente esclarecido.

Explante da LIO multifocal

O explante da LIO é o pior cenário possível após uma cirurgia de catarata com LIO multifocal, porque além de poder estar associado a novas complicações leva geralmente à perda do objetivo a que a cirurgia se propunha. Felizmente é necessário apenas numa pequena percentagem de doentes e deve ser feito por volta dos 6 meses para dar tempo a que o processo de neuro-adaptação se dê e evitar dificuldades e complicações¹. Num estudo de Venter *et al.* com 9.633 olhos implantados com a LentisMplus® (Oculentis), apenas 80 lentes foram explantadas (0,85%), 55 por fenómenos disfotópicos e 25 por descentramento⁶³. Outros estudos mostram percentagens de explante por insatisfação que variam de 4% e 7% sendo as causas mais frequentes fenómenos fotópicos e diminuição da sensibilidade ao contraste^{13,16}. Outro estudo, onde são analisadas as principais causas de explante em Espanha,

a falência da neuro-adaptação aparece como a 4ª causa, sendo a primeira o descentramento, a segunda o erro refrativo e a terceira opacificação da lente⁶⁴.

Olho seco

O olho seco é uma doença multifatorial do filme lacrimal e da superfície ocular que resulta frequentemente em sintomas de desconforto ocular e distúrbios visuais justificados pela instabilidade do filme lacrimal. Atualmente é reconhecido que a cirurgia de catarata pode induzir queixas e sinais de olho seco ou exacerbar uma doença preexistente. As incisões corneanas criadas durante a cirurgia podem prejudicar a neuroarquitetura corneana, reduzindo a sua sensibilidade⁶⁵. Deste modo, na cirurgia refrativa é sempre recomendável o uso de micro incisões corneanas, pois além de induzirem menos astigmatismo, têm menor probabilidade de causar olho seco. Considerando a importância da superfície ocular e do filme lacrimal na qualidade da visão, o olho seco pode alterar significativamente os resultados visuais nos doentes submetidos a cirurgia, tendo ainda mais impacto quando são implantadas LIOs multifocais, devido à complexidade de todos os fenómenos ópticos envolvidos e pelas maiores exigências dos doentes^{13,16}. Segundo Diaz-Vale *et al.* a má qualidade de visão no olho seco, leve a moderado, resulta da instabilidade do filme lacrimal que induz espalhamento da luz, e o uso de uma gota de lubrificante diminui o espalhamento durante 60 minutos⁶⁶.

De um modo geral, o tratamento do olho seco deve ser iniciado com a educação do doente para a necessidade do uso de lágrimas artificiais preferencialmente sem conservantes, acompanhado de uma melhoria da higiene palpebral. Sempre que existam infeções, inflamações palpebrais e disfunção das glândulas de Meibomius, estas devem ser tratadas, recorrendo ao uso de antibiótico e/ou anti-inflamatório. O uso de corticosteróide tópico por curtos períodos de tempo demonstrou ser eficaz na redução dos sinais e sintomas. Em casos mais resistentes, a ciclosporina tópica já demonstrou ser um tratamento útil, com melhoria dos sintomas e do tempo de rutura do filme lacrimal⁶⁵. Uma alternativa a considerar é a implantação de *plugs* nos pontos lacrimais, especialmente nos doentes com déficit da porção aquosa da lágrima e sem inflamação associada. Outra hipótese ainda a considerar para os casos mais graves é o uso de plasma rico em plaquetas⁶⁷.

CONCLUSÃO

A maioria das queixas que levam à insatisfação dos doentes com LIOs multifocais são transitórias ou tratadas com sucesso com medidas pouco invasivas e, raramente, é necessário explantar a LIO multifocal. Atualmente a cirurgia de cristalino com implante de LIO multifocal é a melhor opção disponível para tratar simultaneamente erros refrativos e presbiopia em doentes motivados e devidamente selecionados e informados.

REFERÊNCIAS

1. Alió JL, Plaza-Puche AB, Fernández-Buenaga R, Pikkel J, Maldonado M. Multifocal intraocular lenses: an overview. *Surv Ophthalmol* 2017; 62(5): 611-34.
2. Rosen E, Alió JL, Dick HB, Dell S, Slade S. Efficacy and safety of multifocal intraocular lenses following cataract and refractive lens exchange: Metaanalysis of peer-reviewed publications. *J Cataract Refrac Surg* 2016; 42(2): 310-28.
3. Alió JL, Pikkel J. Multifocal intraocular Lenses the art and the practice. Springer, Berlin, Germany, 2014.
4. Mainster MA, Turner PL. Multifocal IOLs and maculopathy – how

- much is too much? In: Chang DF, editor. Mastering refractive IOLs – the art and science. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated 2008; 389-94.
5. Alfonso JF, Fernandez-Vega L, Montes-Mico R, Valcarcel B. Femtosecond laser for residual refractive error correction after refractive lens exchange with multifocal intraocular lens implantation. *Am J Ophthalmol* 2008; 146:2 44-50.
 6. de Wit DW, Diaz JM, Moore TC, Moore JE. Refractive lens exchange for a multifocal intraocular lens with a surface-embedded near section in mild to moderate anisometropic amblyopic patients. *J Cataract Refrac Surg*; 38(10): 1796-801.
 7. Petermeier K, Gekeler F, Messias A, Spitzer MS, Haigis W, Szurman P. Implantation of multifocal ReSTOR apodised diffractive intraocular lens in adults with mild to moderate amblyopia. *Br J Ophthalmol* 2009 Oct 93(10): 1296-301.
 8. Cillino G, Casuccio A, Pasti M, Bono V, Mencucci R, Cillino S. Working-age cataract patients: visual results, reading performance, and quality of life with three diffractive multifocal intraocular lenses. *Ophthalmology* 2014; 121(1): 34-44.
 9. Bilbao-Calabuig R, Llovet-Rausell A, Ortega-Usoabiaga J, Martínez-Del-Pozo M, Mayordomo-Cerdá F, Segura-Albentosa C, Baviera J, Llovet-Osuna F. Visual Outcomes Following Bilateral Implantation of Two Diffractive Trifocal Intraocular Lenses in 10084 Eyes. *Am J Ophthalmol* 2017; 179: 55-66.
 10. McNeely RN, Pazo E, Spence A, Richoz O, Nesbit MA, Moore T, Moore JE. Visual outcomes and patient satisfaction 3 and 12 months after implantation of a refractive rotationally asymmetric multifocal intraocular lens. *J Cataract Refrac Surg* 2017; 43(5): 633-8.
 11. Schallhorn SC, Schallhorn JM, Pelouskova M, Venter JA, Hettinger KA, Hannan S, Teenan D. Refractive lens exchange in younger and older presbyopes: comparison of complication rates, 3 months clinical and patient-reported outcomes. *Clin Ophthalmol* 2017; 11: 1569-81.
 12. Mester U, Vaterrodt T, Goes F, Huetz W, Neuhann I, Schmickler S, Szurman P, Gekeler K. Impact of personality characteristics on patient satisfaction after multifocal intraocular lens implantation: results from the “happy patient study”. *J Refrac Surg* 2014; 30(10): 674-8.
 13. Woodward MA, Randleman JB, Stulting RD. Dissatisfaction after multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refrac Surg* 2009; 35(6): 992-7.
 14. Gibbons A, Ali TK, Waren DP, Donaldson KE. Causes and correction of dissatisfaction after implantation of presbyopia-correcting intraocular lenses. *Clin Ophthalmol* 2016; 10: 1965-70.
 15. Kim EJ, Sajjad A, Montes de Oca I, Koch DD, Wang L, Weikert MP, Al-Mohtaseb ZN. Refractive outcomes after multifocal intraocular lens exchange. *J Cataract Refrac Surg* 2017; 43(6): 761-6.
 16. de Vries NE, Webers CA, Touwslager WR, Bauer NJ, de Brabander J, Berendschot TT, Nuijts RM. Dissatisfaction after implantation of multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refrac Surg* 2011; 37(5): 859-65.
 17. de Castro CA, Rosales P, Marcos S. Tilt and decentration of intraocular lenses in vivo from Purkinje and Scheimpflug imaging. Validation study. *J Cataract Refrac Surg* 2007; 33(3): 418-29.
 18. Jung CK, Chung SK, Baek NH. Decentration and tilt: silicone multifocal versus acrylic soft intraocular lenses. *J Cataract Refrac Surg* 2000; 26(4): 582-5.
 19. Rosales P, Marcos S. Phakometry and lens tilt and decentration using a custom-developed Purkinje imaging apparatus: validation and measurements. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2006; 23(3): 509-20.
 20. Soda M, Yaguchi S. Effect of decentration on the optical performance in multifocal intraocular lenses. *Ophthalmologica* 2012; 227(4): 197-204.
 21. Hayashi K, Hayashi H, Nakao F, Hayashi F. Correlation between pupillary size and intraocular lens decentration and visual acuity of a zonal-progressive multifocal lens and a monofocal lens. *Ophthalmology* 2001; 108(11): 2011-7.
 22. Tchah H, Nam K, Yoo A. Predictive factors for photic phenomena after refractive, rotationally asymmetric, multifocal intraocular lens implantation. *Int J Ophthalmol* 2017; 10(2): 241-5.
 23. Park CY, Oh SY, Chuck RS. Measurement of angle kappa and centration in refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2012; 23: 269-75.
 24. Prakash G, Prakash DR, Agarwal A, Kumar DA, Agarwal A, Jacob S. Predictive factor and kappa angle analysis for visual satisfactions in patients with multifocal IOL implantation. *Eye (Lond)* 2011; 25(9): 1187-93.
 25. Crnej A, Hirschschall N, Nishi Y, Gangwani V, Taberbero J, Artal P, Findl O. Impact of intraocular lens haptic design and orientation on decentration and tilt. *J Cataract Refrac Surg* 2011; 37(10): 1768-74.
 26. Alió JL, Plaza-Puche AB, Javaloy J, Ayala MJ, Vega-Estrada A. Clinical and optical intraocular performance of rotationally asymmetric multifocal IOL plate-haptic design versus C-loop haptic design. *J Refrac Surg* 2013; 29(4): 252-9.
 27. van der Linden JW, van der Meulen IJ, Mourits MP, Lapid-Gortzak R. In-the-bag decentration of a hydrophilic radially asymmetric multifocal intraocular lens secondary to capsule contraction. *J Cataract Refrac Surg* 2013; 39(4): 642-4.
 28. Alió JL, Elkady B, Ortiz D, Bernabeu G. Microincision multifocal intraocular lens with and without a capsular tension ring: optical quality and clinical outcomes. *J Cataract Refrac Surg* 2008; 34(9): 1468-75.
 29. Alió JL, Plaza-Puche AB, Pinero DP. Rotationally asymmetric multifocal IOL implantation with and without capsular tension ring: refractive and visual outcomes and intraocular optical performance. *J Refrac Surg* 2012; 28(4): 253-8.
 30. Mastropasqua R, Toto L, Vecchiarino L, Falconio G, Nicola MD, Mastropasqua A. Multifocal IOL implant with or without capsular tension ring: study of wavefront error and visual performance. *Eur J Ophthalmol* 2013; 23(4): 510-7.
 31. Montés-Micó R, López-Gil N, Pérez-Vives C, Bonaque S, Ferrer-Blasco T. In vitro optical performance of nonrotational symmetric and refractive diffractive aspheric multifocal intraocular lenses: impact of tilt and decentration. *J Cataract Refrac Surg* 2012; 38(9): 1657-63.
 32. Wang M, Corpuz CC, Huseynova T, Tomita M. Pupil Influence on the Visual Outcomes of a New-Generation Multifocal Toric Intraocular Lens With a Surface-Embedded Near Segment. *J Refrac Surg* 2016; 32(2): 90-5.
 33. Artigas JM, Menezo JL, Peris C, Felipe A, Diaz-Llopis M. Image quality with multifocal intraocular lenses and the effect of pupil size: comparison of refractive and hybrid refractive diffractive designs. *J Cataract Refrac Surg* 2007; 33(12): 2111-7.
 34. Carson D, Hill WE, Hong X, Karakelle M. Optical bench performance of AcrySof® IQ ReSTOR®, AT LISA®Rtri, and FineVision® intraocular lenses. *Clin Ophthalmol* 2014; 8: 2105-13.
 35. Ruiz-Alcocer J, Madrid-Costa D, García-Lázaro S, Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R. Optical performance of two new trifocal intraocular lenses: through-focus modulation transfer function and influence of pupil size. *Clin Exp Ophthalmol* 2014; 42(3): 271-6.
 36. Marques EF, Ferreira TB. Comparison of visual outcomes of 2 diffractive trifocal intraocular lenses. *J Cataract Refrac Surg* 2015; 41(2): 354-63.
 37. Behndig A, Montan P, Stenevi U, Kugelberg M, Zetterstrom C, Lundstrom M. Aiming for emmetropia after cataract surgery: Swedish National Cataract Register study. *J Cataract Refrac Surg* 2012; 38(7): 1181-6.
 38. Raman S, Redmond R. Reasons for secondary surgical intervention after phacoemulsification with posterior chamber lens implantation. *J Cataract Refrac Surg*. 2003; 29(3): 513-7.
 39. Sáles CS, Manche EE. Managing residual error after cataract surgery. *J Cataract Refrac Surg* 2015; 41(6): 1289-99.
 40. Gundersen KG, Makari S, Ostenstad S, Potvin R. Retreatment after multifocal intraocular lens implantation: an analysis. *Clin Ophthalmol*

- 2016; 10: 365-71.
41. Schallhorn SC, Venter J, Teenan D, Schallhorn JM, Hettinger KA, Hannan SJ, Pelouskova M. Outcomes of excimer laser enhancements in pseudophakic patients with multifocal intraocular lens. *Clin Ophthalmol* 2016; 10: 765-76.
 42. Santhiago MR, Ventura BV, Ghanem RC, Kara-Junior N, Moraes HV Jr, Ghanem E. Predictability and Vector Analysis of Laser In Situ Keratomileusis for Residual Errors in Eyes Implanted With Different Multifocal Intraocular Lenses. *Cornea* 2016; 35(11): 1404-09.
 43. Pinero DP, Ayala Espinosa MJ, Alió JL. LASIK outcomes following multifocal and monofocal intraocular lens implantation. *J Refrac Surg* 2010; 26(8): 569-7.
 44. Leccisotti A. Secondary procedures after presbyopic lens exchange. *J Cataract Refrac Surg*. 2004; 30(7): 1461-5.
 45. Findl O, Buehl W, Bauer P, Sycha T. Interventions for preventing posterior capsule opacification. *Cochrane Database Syst Rev* 2010; (2): CD003738.
 46. Shah VC, Russo C, Cannon R, Davidson R, Taravella MJ. Incidence of Nd:YAG capsulotomy after implantation of AcrySof multifocal and monofocal intraocular lenses: A case controlled study. *J Refrac Surg* 2010; 26(8): 565-8.
 47. Gauthier L, Lafuma A, Laurendeau C, Berdeaux G. Neodymium:YAG laser rates after bilateral implantation of hydrophobic or hydrophilic multifocal intraocular lenses: twenty-four month retrospective comparative study. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(7): 1195-200.
 48. Bilbao-Calabuig R, Llovet-Osuna F, González-López F, Beltrán J. Nd:YAG Capsulotomy Rates With Two Trifocal Intraocular Lenses. *J Refract Surg* 2016; 32(11): 748-52.
 49. Wang SY, Stem MS, Oren G, Shtein R, Lichter PR. Patient-centered and visual quality outcomes of premium cataract surgery: a systematic review. *Eur J Ophthalmol* 2017; 27(4): 387-401.
 50. de Silva SR, Evans JR, Kirthi V, Ziaei M, Leyland M. Multifocal versus monofocal intraocular lenses after cataract extraction. *Cochrane Database Syst Rev* 2016; 12: CD003169.
 51. Cillino S, Casuccio A, Di Pace F, Morreale R, Pillitteri F, Cillino G, Lodato G. One-year outcomes with new-generation multifocal intraocular lenses. *Ophthalmology* 2008; 115(9): 1508-16.
 52. Monaco G, Gari M, Di Censo F, Poscia A, Ruggi G, Scialdone A. Visual performance after bilateral implantation of 2 new presbyopia-correcting intraocular lenses: Trifocal versus extended range of vision. *J Cataract Refrac Surg* 2017; 43(6): 737-47.
 53. Holladay JT, Zhao H, Reisin CR. Negative dysphotopsia: The enigmatic penumbra. *J Cataract Refrac Surg* 2012; 38(7): 1251-65.
 54. Henderson BA, Yi DH, Constantine JB, Geneva II. New preventive approach for negative dysphotopsia. *J Cataract Refrac Surg* 2016; 42(10): 1449-55.
 55. Osher RH. Negative dysphotopsia: long-term study and possible explanation for transient symptoms. *J Cataract Refrac Surg* 2008; 34(10): 1699-707.
 56. Alfonso JF, Puchades C, Fernandez-Vega L, Merayo C, Montes-Mico R. Contrast sensitivity comparison between AcrySofReSTOR and Acri.LISA aspheric intraocular lenses. *J Refrac Surg* 2010; 26(7): 471-7.
 57. Aychoua N, Junoy Montolio FG, Jansonius NM. Influence of multifocal intraocular lenses on standard automated perimetry test results. *JAMA Ophthalmol* 2013; 131(4): 481-5.
 58. Mesci C, Erbil HH, Olgun A, Aydin N, Candemir B, Akcakaya AA. Differences in contrast sensitivity between monofocal, multifocal and accommodating intraocular lenses: long-term results. *Clin Exp Ophthalmol* 2010; 38(8): 768-77.
 59. Mesci C, Erbil H, Ozdoker L, Karakurt Y, Bilge AD. Visual acuity and contrast sensitivity function after accommodative and multifocal intraocular lens implantation. *Eur J Ophthalmol* 2010; Jan- Feb;20(1): 90-100
 60. Aralikatti AK, Tu KL, Kamath GG, Phillips RP, Prasad S. Outcomes of sulcus implantation of Array multifocal intraocular lenses in second-eye cataract surgery complicated by vitreous loss. *J Cataract Refrac Surg* 2004; 30(1): 155-60.
 61. Kaymak H, Fahle M, Ott G, Mester U. Intraindividual comparison of the effect of training on visual performance with ReSTOR and Tecnis diffractive multifocal IOLs. *J Refrac Surg*. 2008; 24(3): 287-93.
 62. Rosa AM, Miranda AC, Patricio M, McAlinden C, Silva FL, Murta JN, Castelo-Branco M. Functional Magnetic Resonance Imaging to Assess the Neurobehavioral Impact of Dysphotopsia with Multifocal Intraocular Lenses. *Ophthalmology* 2017 ;124(9): 1280-9.
 63. Venter JA, Pelouskova M, Collins BM, Schallhorn SC, Hannan SJ. Visual outcomes and patient satisfaction in 9633 eyes using a refractive segmented multifocal intraocular lens. *J Cataract Refrac Surg* 2013; 39(10): 1477-84.
 64. Fernández-Buenaga R, Alió JL, Muñoz-Negrete FJ, Barraquer Compte RI, Alió-Del Barrio JL. Causes of IOL explantation in Spain. *Eur J Ophthalmol* 2012; 22(5): 762-8.
 65. Donnenfeld ED, Solomon R, Roberts CW, Wittmann JR, McDonald MB, Perry HD. Cyclosporine 0.05% to improve visual outcomes after multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refrac Surg* 2010; 36(7): 1095-100.
 66. Diaz-Valle D, Arriola-Villalobos P, Garcia-Vidal SE, Sanchez-Pulgarin M, Sanz LB, Gegúndez-Fernández JÁ, Benitez-del-Castillo JM. Effect of lubricating eyedrops on ocular light scattering as a measure of vision quality in patients with dry eye. *J Cataract Refrac Surg* 2012; 38(7): 1192-7.
 67. Alió JL, Arnalich-Montiel F, Rodríguez AE. The role of "eye platelet rich plasma" (E-PRP) for wound healing in ophthalmology. *Curr Pharm Biotechnol* 2012; 13(7): 1257-65.

Laser excimer pós cirurgia com lentes intraoculares multifocais

Nuno Alves^{1,2}, Diogo Hipólito¹, Miguel Trigo^{1,2}

1 - Centro Hospitalar de Lisboa Central, Portugal

2 - Hospital CUF Descobertas, Lisboa, Portugal

INTRODUÇÃO

Na oftalmologia moderna, a cirurgia de catarata tem vindo a tornar-se cada vez mais um procedimento que visa a excelência visual e refractiva. Nos países desenvolvidos a expectativa dos doentes face à independência de óculos é crescente, razão pela qual as lentes intraoculares multifocais (LIOMs) se têm tornado uma opção cada vez mais popular.

Apesar da maior independência dos óculos após o implante destas lentes *premium*, alguns doentes mostram-se insatisfeitos com os resultados obtidos. O tempo necessário de neuroadaptação à multifocalidade¹⁻³ é variável, e isso justifica alguma insatisfação inicial que é transitória. As principais razões duma insatisfação persistente são: a acuidade visual sub-ótima (sobretudo causada por um erro refrativo residual pós-cirúrgico); os fenómenos difotópicos (como o *glare* e os halos), frequentemente associados ao próprio *design* da lente intraocular (LIO) e/ou ao seu descentramento. Alterações como a opacificação da cápsula posterior e o olho seco também interferem negativamente na qualidade e acuidade visuais e assim contribuem para estas queixas^{1,4,5}.

ERRO Refrativo RESIDUAL PÓS-CIRÚRGICO

Apesar de todos os avanços na avaliação biométrica do olho, nas fórmulas de cálculo das LIOs e na própria cirurgia, não é possível em todos os casos evitar uma ametropia pós-cirúrgica:

Tabela 1: Causas para erro refrativo residual pós-cirúrgico⁶⁻¹⁰

- Imprecisões nos cálculos biométricos e avaliações pré-operatórias
- Limitações das fórmulas de cálculo (particularmente nas grandes ametropias)
- Incorreta seleção do poder dióptrico da LIO
- Erros de produção da LIO
- Alterações pós-cirúrgicas do posicionamento da LIO (descentramento, <i>tilt</i>)
- Astigmatismo corneano (nas LIO não tóricas)

Recentemente verificou-se que a emetropia apenas é obtida em 55% das cirurgias de catarata¹¹.

PREDITORES DA NECESSIDADE DE CIRURGIA DE CORREÇÃO DA AMETROPIA PÓS-CIRÚRGICA

Alguns estudos procuraram avaliar fatores que pudessem prever a necessidade de uma re-intervenção cirúrgica após a implantação de LIOMs. Contudo, parâmetros como idade, componente esférico da refração, comprimento axial ou pressão intraocular não foram preditores dessa necessidade.

Até à data, apenas o astigmatismo pré-cirúrgico mostrou ser um importante preditor de sucesso após a primeira cirurgia, facto que provavelmente será menos relevante com a utilização apropriada de LIOMs tóricas^{12,13}.

MÉTODOS DE CORREÇÃO CIRÚRGICA

São várias as estratégias cirúrgicas possíveis para a correção destes erros residuais:

Tabela 2: Opções cirúrgicas para correção de erros refrativos residuais

Laser Excimer (LASIK/PRK)	Querectomia	Troca de LIO	LIO <i>Piggyback</i>
---------------------------	-------------	--------------	----------------------

O *design* da lente impede uma avaliação rigorosa do erro refrativo residual, aumentando a dificuldade da sua correção cirúrgica após implantação de LIOMs. Além disso há que ter em conta os problemas relacionados com a medição do erro refrativo por aparelhos automáticos ou a estimativa das aberrações de alta ordem com os aberrómetros de Hartmann-Shack se for pretendida uma cirurgia guiada por *wavefront*¹⁴⁻¹⁶.

LASER EXCIMER NA CORREÇÃO DA AMETROPIA PÓS-CIRÚRGICA

Existem alguns motivos pelos quais a utilização de laser excimer em doentes pseudofáquicos pode ter resultados diferentes comparativamente aos doentes fáquicos com cirurgia laser primária. O facto de serem tipicamente mais velhos (2-3 décadas), pode associar-se a uma menor previsibilidade e eficácia da ablação laser, a um risco aumentado de alterações do filme lacrimal^{17,18} e de aberrações corneanas¹⁹. As incisões corneanas realizadas durante a cirurgia de catarata podem interferir na criação do retalho corneano, aumentando o risco de complicações e condicionando negativamente os *outcomes* cirúrgicos^{20,21}.

A cirurgia queratorefractiva com laser excimer deverá ser realizada apenas 3-6 meses após a cirurgia de implantação de LIO, devido ao risco de complicações associadas à integridade da incisão inicial, ao edema corneano subclínico, à estabilidade refractiva e à estabilidade da própria LIO²².

Apesar dos possíveis riscos supracitados, a utilização deste método na correção da ametropia pós-cirúrgica apresenta excelentes resultados, com ótimos perfis de segurança e eficácia^{10,22,23}. Por estas razões é o método mais frequentemente utilizado, deixando as restantes técnicas cirúrgicas, nomeadamente a substituição da LIO ou o implante de uma LIO *piggyback* para situações de grandes ametropias, quando as técnicas por laser excimer estão contraindicadas^{13,24}.

Especificamente em relação ao uso da laser excimer queratorefrativo na correção da ametropia pós cirúrgica após implantação de LIOMs, são ainda escassos os trabalhos publicados, a maioria dos quais também com amostras

relativamente pequenas.

CRITÉRIOS PARA CIRURGIAS DE ENHANCEMENT POR LASER EXCIMER

Na atualidade não existem ainda critérios plenamente estabelecidos e unanimemente aceites para a realização de laser excimer após implantação de LIOMs.

Apesar disso, Muftuoglu *et al.*²⁵ estabeleceram como indicações as seguintes:

- Melhor acuidade não corrigida para longe $\leq 20/25$;
- Equivalente esférico manifesto $\pm 0,75D$;
- Insatisfação do doente com o resultado visual inicial devido a um erro refrativo residual.

RESULTADOS OBTIDOS

Os dados publicados na literatura mostram excelentes resultados refrativos e visuais após este procedimento: praticamente todos os doentes atingem uma refração de $\pm 1,00D$, com mais de 90% com $\pm 0,50D$; a melhor acuidade visual não corrigida para longe varia entre os 0,0-0,1logMAR consoante os estudos^{13,16,24,26-28}.

INFLUÊNCIA DO TIPO DE AMETROPIA PRÉ-LASER

A possível influência do tipo de ametropia pré-laser nos resultados obtidos é ainda algo contraditória. Enquanto que Muftuoglu *et al.*²⁴ e Schallhorn *et al.*¹³ não mostraram diferenças estatisticamente significativas na melhor acuidade visual não corrigida para longe nem no equivalente esférico pós-laser entre doentes míopes ou hipermetropes, Piñero *et al.*¹⁶ concluíram que olhos hipermetropes tinham resultados menos previsíveis, atribuindo este facto à dificuldade em estimar o erro refrativo em doentes com LIOMs.

LASIK vs PRK

Para além das conhecidas particularidades e diferenças entre estas duas técnicas de laser excimer, no caso particular da correção da ametropia pós-cirúrgica após implantação de LIOMs, os resultados obtidos são semelhantes entre ambas. Não se verificou qualquer diferença estatisticamente significativa relativamente à refração pós-cirúrgica e melhor acuidade visual não corrigida para longe¹³. Além disso, Schallhorn *et al.*¹³ não mostraram qualquer diferença nos sintomas de olho seco pós-operatório entre as duas técnicas. Apesar de tudo, o LASIK é a técnica preferencialmente utilizada por condicionar uma recuperação mais rápida e relativamente indolor. Os autores recorrem preferencialmente ao PRK, porque na sua experiência, é uma técnica com menor impacto na superfície ocular e muito bem tolerada por este grupo de doentes mais velhos, minimizando os riscos cirúrgicos. Na sua opinião as razões para esta maior tolerância devem-se a alterações intrínsecas da córnea (hipoestesia senil) e ao facto de a maior parte dos tratamentos serem unilaterais.

LIOMs REFRAATIVAS vs DIFRATIVAS

São particularmente escassos os dados disponíveis acerca da comparação dos resultados em doentes com lentes multifocais refrativas ou difrativas. Aparentemente não existem diferenças independentemente do tipo de lente utilizada¹⁶.

LIOMs TÓRICAS

Schallhorn *et al.*¹³ realizaram laser excimer após o implante de 94 LIOMs tóricas (de um total de 782 olhos), não tendo verificado qualquer diferença significativa na refração cilíndrica pós-laser entre doentes nos quais tinham sido

implantadas lentes tóricas vs não tóricas.

EXCIMER LASER GUIADO POR WAVEFRONT

A utilização de *wavefront* poderá ser vantajosa também nestas circunstâncias uma vez que teoricamente induzirá um menor número de aberrações de alta ordem, com maior previsibilidade refractiva e melhoria da sensibilidade ao contraste²⁹. Contudo, os estudos disponíveis evidenciam: uma maior incapacidade do sensor *wavefront* em realizar as suas medições em LIOMs refractivas, com mais aberrações de alta ordem, grandes diferenças entre a refração manifesta e medida pelo *wavefront*, perda de linhas na melhor acuidade visual não corrigida, tanto para perto como para longe^{28,30}. Mesmo relativamente às LIOMs difrativas surgem dúvidas, uma vez que a configuração da lente pode distorcer as medições³¹. Além disso, Jendritza *et al.*²⁷ mostraram que a utilização de *wavefront* não trouxe nenhuma vantagem relativamente às aberrações de alta ordem na correção dos erros refrativos residuais após implantação de LIOMs.

CONCLUSÕES

Não há dúvida que a utilização de laser excimer na correção dos erros refrativos residuais após implantação de LIOMs apresenta excelentes resultados tanto refrativos como visuais. Contudo, são necessários mais estudos, com amostras mais significativas, para responder às várias dúvidas que se mantêm relativamente a este tema.

No entanto é fundamental, para aumentar o índice de satisfação dos doentes implantados com lentes multifocais, uma avaliação pré-operatória e seleção rigorosas dos candidatos:

1. Educação do doente – explicar riscos e benefícios da implantação deste tipo de lentes por forma a adequar as expectativas criadas;
2. Identificação, prevenção e tratamento das doenças da superfície ocular;
3. Determinar objetivo refrativo final – deverá ser $\pm 0,5D$ do objetivo refrativo com a MIOL e minimizar o astigmatismo residual;
4. Identificação de comorbidades oculares (OCT, topografia corneana) que contraindiquem a implantação de LIOMs.

REFERÊNCIAS

1. Woodward MA, Randleman JB, Stulting RD. Dissatisfaction after multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(6): 992-7.
2. Rosa AM, Miranda AC, Patrício M, McAlinden C, Silva FL, Castelo-Branco M, Murta JN. Functional magnetic resonance imaging to assess neuroadaptation to multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43(10): 1287-96.
3. Rosa AM, Miranda AC, Patrício M, McAlinden C, Silva FL, Murta JN, Castelo-Branco M, Functional Magnetic Resonance Imaging to Assess the Neurobehavioral Impact of Dysphotopsia with Multifocal Intraocular Lenses. *Ophthalmology* 2017; 124(9): 1280-9.
4. Gibbons A, Ali TK, Waren DP, Donaldson KE. Causes and correction of dissatisfaction after implantation of presbyopia-correcting intraocular lenses. *Clin Ophthalmol* 2016; 10: 1965-70.
5. De Vries NE, Webers CA, Touwslager WR, Bauer NJ, de Brabander J, Berendschot TT, Nuijts RM. Dissatisfaction after implantation of multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(5): 859-865.
6. Erickson P. Effects of intraocular lens position errors on postoperative refractive error. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16(3): 305-11.
7. Snead MP, Rubinstein MP, Lea SH, Haworth SM. Calculated versus A-scan result for axial length using different types of ultrasound probe

- tip. *Eye (Lond)*. 1990; 4 (Pt 5): 718-22.
8. Pierro L, Modorati G, Brancato R. Clinical variability in keratometry, ultrasound biometry measurements, and emmetropic intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 1991; 17(1): 91-4.
 9. Raman S, Redmond R. Reasons for secondary surgical intervention after phacoemulsification with posterior chamber lens implantation. *J Cataract Refract Surg*. 2003; 29(3): 513-5.
 10. Alió JL, Abdelghany A, Fernández-Buenaga R. Enhancements after cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2015; 26(1): 50-5.
 11. Behndig A, Montan P, Stenevi U, Kugelberg M, Zetterström C, Lundström M. Aiming for emmetropia after cataract surgery: Swedish National Cataract Register study. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(7): 1181-6.
 12. Gunvant P, Ablamowicz A, Gollamudi S. Predicting the necessity of LASIK enhancement after cataract surgery in patients with multifocal IOL implantation. *Clin Ophthalmol* 2011; 5(1): 1281-5.
 13. Schallhorn SC, Venter JA, Teenan D, Schallhorn JM, Hettinger KA, Hannan SJ, Pelouskova M. Outcomes of excimer laser enhancements in pseudophakic patients with multifocal intraocular lens. *Clin Ophthalmol* 2016; 10: 765-76.
 14. Muñoz G, Albarrán-Diego C, Sakla HF. Validity of autorefraction after cataract surgery with multifocal ReZoom intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33(9): 1573-8.
 15. Charman WN, Montés-Micó R, Radhakrishnan H. Problems in the measurement of wavefront aberration for eyes implanted with diffractive bifocal and multifocal intraocular lenses. *J Refract Surg* 2008; 24(3): 280-6.
 16. Piñero DR, Ayala Espinosa MJ, Alió JL. LASIK outcomes following multifocal and monofocal intraocular lens implantation. *J Refract Surg* 2010; 26(8): 569-77.
 17. Ghanem RC, de la Cruz J, Tobaigy FM, Ang LPK, Azar DT. LASIK in the Presbyopic Age Group. Safety, Efficacy, and Predictability in 40-to 69-Year-Old Patients. *Ophthalmology* 2007; 114(7): 1303-10.
 18. Venter JA, Oberholster A, Schallhorn SC, Pelouskova M. Piggyback intraocular lens implantation to correct pseudophakic refractive error after segmental multifocal intraocular lens implantation. *J Refract Surg*. 2014; 30(4): 234-9.
 19. Khor WB, Afshari NA. The role of presbyopia-correcting intraocular lenses after laser in situ keratomileusis. *Curr Opin Ophthalmol* 2013; 24(1): 35-40.
 20. Kuo IC, O'Brien TP, Broman AT, Ghajarnia M, Jabbur NS. Excimer laser surgery for correction of ametropia after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31(11): 2104-10.
 21. Sáles CS, Manche EE. Managing residual refractive error after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(6): 1289-99.
 22. Macsai MS, Fontes BM. Refractive enhancement following presbyopia-correcting intraocular lens implantation. *Curr Opin Ophthalmol* 2008; 19(1): 18-21.
 23. Fernández-Buenaga R, Alió JL, Pérez Ardoy AL, Quesada AL, Cortés LP, Barraquer RI. Resolving Refractive Error After Cataract Surgery: IOL Exchange, Piggyback Lens, or LASIK. *J Refract Surg* 2013; 29(10): 676-83.
 24. Gundersen KG, Makari S, Ostenstad S, Potvin R. Retirements after multifocal intraocular lens implantation: an analysis. *Clin Ophthalmol* 2016; 10: 365-3.
 25. Muftuoglu O, Prasher P, Chu C, Mootha VV, Verity SM, Cavanagh HD, Bowman RW, McCulley JP. Laser in situ keratomileusis for residual refractive errors after apodized diffractive multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(6): 1063-71.
 26. Alfonso JF, Fernández-Vega L, Montés-Micó R, Valcárcel B. Femtosecond laser for residual refractive error correction after refractive lens exchange with multifocal intraocular lens implantation. *Am J Ophthalmol*. 2008; 146(2): 244-50.
 27. Alió JL, Tavolato M, De la Hoz F, Claramonte P, Rodríguez-Prats JL, Galal A. Near vision restoration with refractive lens exchange and pseudoaccommodating and multifocal refractive and diffractive intraocular lenses: comparative clinical study. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30(12): 2494-503.
 28. Jendritza BB, Knorz MC, Morton S. Wavefront-guided excimer laser vision correction after multifocal IOL implantation. *J Refract Surg* 2008; 24(3): 274-9.
 29. Kuo IC, Reviglio VE. Wavefront-guided refractive surgery after multifocal lens implantation. *Curr Opin Ophthalmol* 2009; 20(4): 255-9.
 30. Campbell CE. Wavefront measurements of diffractive and refractive multifocal intraocular lenses in an artificial eye. *J Refract Surg* 2008; 24(3): 308-11.
 31. Gatinel D. Limited accuracy of Hartmann-Shack wavefront sensing in eyes with diffractive multifocal IOLs. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34(4): 528.

Evaluación y manejo de la rotación de lentes intraoculares multifocales tóricas

Ramón Ruiz Mesa, Antonio Abengózar Vela y María Ruiz Santos
Oftalmólogo CIO Jerez, Jerez de la Frontera, Cádiz, España.

INTRODUCCIÓN

Como se ha descrito en capítulos anteriores, las lentes intraoculares (LIO) multifocales actuales son una alternativa para el tratamiento de la presbicia, ofreciendo una buena agudeza visual intermedia y cercana, además de una buena calidad de visión a todas las distancias.

El desarrollo de nuevos materiales y geometrías ha permitido implementar las cualidades ópticas de las lentes multifocales con las geometrías tóricas, lo que ha llevado en los últimos años a la aparición en el mercado de diferentes tipos de lentes multifocales tóricas. El comportamiento de la lente monofocal tórica y multifocal tórica en términos de estabilidad y rotación es muy similar, sin embargo, la agudeza visual se ve más comprometida en la lente multifocal¹.

Aunque los modelos actuales de LIO multifocales tóricas presentan buena estabilidad rotacional^{2,3}, pueden no mantener su posición después de la cirugía. Pequeñas rotaciones no afectan a la potencia del astigmatismo. Sin embargo, grandes rotaciones reducen la potencia de la LIO tórica desapareciendo la corrección astigmática de la LIO si rota 30°⁴. Además, una rotación de 5° en el eje produce una disminución significativa de la función de transferencia de modulación (MTF)⁵, y el efecto refractivo residual inducido por la lente tórica no será un astigmatismo puro sino que generará un cierto grado de hipermetropización⁶. De forma general, 10° es el límite a partir del cual se valoraría la necesidad y efectividad de una reintervención para reposicionar la lente⁷.

Las principales causas de la rotación de la LIO son⁸⁻¹¹:

- Longitudes axiales grandes y sacos amplios.
- Fluctuaciones de la presión intraocular.
- Mal posicionamiento de la lente.
- Diseño de la lente.
- Restos de viscoelástico.
- Compresión de los hápticos.
- Contracción capsular por fibrosis.
- Tamaño pupilar.

Hay que tener en cuenta que las lentes tóricas presentan la mayor rotación en las primeras dos semanas después de la cirugía, estabilizándose después su posición^{1,12,13}. Por ello, la evaluación y la decisión de una reintervención, ya sea rotando la lente u optando por otras técnicas quirúrgicas, debe hacerse a corto plazo.

En este capítulo se abordarán los métodos actuales para la evaluación de la posición del eje de las lentes tóricas en general y las alternativas para compensar la rotación de la LIO tórica.

EVALUACIÓN DE LA POSICIÓN POST-QUIRÚRGICA DEL EJE

La alineación exacta del eje en las LIOs tóricas en el meridiano previsto pre-quirúrgicamente es crucial para lograr la corrección deseada del astigmatismo corneal; y es que 1° de rotación fuera del eje calculado da como resultado

una pérdida de hasta 3.3% de la corrección de la potencia del cilindro¹⁴. Por ello, ante la sospecha de una pérdida de agudeza visual relacionada con el giro de la LIO tórica, hay que realizar una correcta evaluación de la posición del eje para confirmar que la disminución de visión es debida a la rotación de la lente.

Antes de evaluar la posición del eje, hay que asegurarse de que la lente está bien centrada, más aun en lentes multifocales tóricas, donde la multifocalidad hace que el descentramiento produzca una disminución de la calidad visual¹⁵. Además, si la LIO no está centrada, se cometerá un error en la medida del eje, que será independiente del método usado.

Medida con lámpara de hendidura

El método más utilizado y de fácil implementación es la alineación del eje de la LIO con la hendidura de la lámpara. Algunos fabricantes incorporan marcas de eje numeradas para hacer la medida del ángulo. Sin embargo, en ocasiones la escala está representada por puntos distanciados 10° (e.g. lámpara Haag-Streit BM900), lo que hace difícil y poco exacta la medida. En estos casos se puede utilizar una tira de medición del eje que permite medir los ángulos espaciados 1°, que proporciona una medida precisa y clínicamente válida de la posición de la LIO¹⁶.

Análisis de la imagen

La imagen obtenida con lámpara de hendidura puede ser procesada y analizada una vez se ha obtenido y guardado en formato de imagen digital. La captura se puede hacer con una cámara digital o incluso con un *smartphone*¹⁷. Una vez capturada la imagen, ésta se puede procesar y analizar con un *software* libre o de pago^{17,18}. La medida del eje postoperatorio de la lente tórica mediante *software* es tan confiable y predecible como la medida con lámpara de hendidura¹⁹.

En el caso de los *smartphones*, existen actualmente aplicaciones desarrolladas en Android e iOS para la medida del eje de la LIO tórica como por ejemplo "Toreasy/Toraxis" (Android/iOS) desarrollada por el Dr. Gatinel o toriCAM (iOS) desarrollada por el Dr. Barrett. Sin embargo, no hay estudios que describan la precisión y efectividad de estas aplicaciones.

Medida por aberrometría interna

La medida del eje de la lente por aberrometría interna es un método objetivo confiable y reproducible²⁰. En estos instrumentos, la alineación de la lente se determina de forma objetiva mediante la evaluación del eje astigmático en el mapa de diferencia de trayectoria óptica interna del sistema (mapa aberrométrico interno)²¹. En estos sistemas, se determina la aberración corneal y la aberración total del ojo. Al sustraer las aberraciones oculares totales de las aberraciones corneales, se puede determinar la cantidad y la orientación del astigmatismo de la lente y por tanto la orientación de ésta. El inconveniente de estos sistemas es que

la medida proporciona información sobre el astigmatismo lenticular postoperatorio en lugar de la visualización de la alineación de la LIO.

Medida por tomografía de coherencia óptica

Aunque no es una medida estrictamente por tomografía de coherencia óptica (OCT), el *software* implementado en algunos instrumentos por OCT de segmento anterior permite determinar el eje de la lente. Este tipo de *software* proporciona un método objetivo para evaluar la alineación de la LIO tórica que no se ve afectado por la inclinación de la cabeza o la ciclorsión²².

MANEJO DE LA ROTACIÓN DE LALENTE

Una vez que se identifica que la fuente del error de refracción residual viene dada por la posición inadecuada del eje de la lente, se puede iniciar el plan de acción para su tratamiento. Los procedimientos para la compensación del astigmatismo residual son los siguientes:

Rotación de la lente

La rotación de la LIO debe ser la elección preferencial dentro de los 2 primeros meses después de la cirugía, siempre que el giro reduzca el cilindro refractivo y no haya habido una modificación en el astigmatismo corneal debido a la cirugía²³. La rotación de la LIO es suficiente para reducir el astigmatismo refractivo residual por debajo de 0.50 D en más del 40% de los casos²⁴. Por ello, es necesario saber la dirección de giro y la cantidad de potencia compensada con el giro. Para determinar la dirección del giro y la cuantía de compensación se pueden utilizar las siguientes herramientas:

Calculadores en internet

Existe una variedad de calculadores disponibles en la red que permiten determinar la cantidad de giro y la potencia dióptrica compensada. A día de la publicación de esta monografía, algunas de las páginas web disponibles son:

- www.recalculatoratoric.com: *software* desarrollado por el Instituto de Oftalmología Avanzada (IOA, Madrid, España). El cálculo de la cantidad de giro está basado en el análisis vectorial diferencial del defecto refractivo pre- y post-quirúrgico y de la posición de la lente.
- www.ascrs.org/toric-results-analyzeastigmatismfix.com (figura 1): calculador desarrollado por los doctores John Berdahl y David Hardten disponible en la web de la ASCRS. Para determinar la rotación y la refracción residual esperada, compara la localización actual de la lente tórica con la refracción manifiesta actual del paciente²⁴.

Calculadores implementados en instrumentación óptica

Algunos instrumentos de medida incorporan *software* específico para el cálculo de la variación de la potencia dióptrica con el giro de la lente. Un ejemplo es el aberrómetro por trazado de rayos iTrace (Figura 2). En este *software* se obtiene la cantidad de potencia del cilindro que se puede alcanzar rotando la lente en función de los datos obtenidos mediante el frente de onda por trazado de rayos.

Consideraciones quirúrgicas

En el procedimiento quirúrgico para rotar la lente se puede abrir la incisión sobre córnea clara realizada inicialmente. El viscoelástico usado para la cámara anterior es cohesivo y se inyecta por debajo de la capsulorrexia para separar la lente de la capsula anterior para posteriormente inyectarlo entre la lente y la capsula posterior para separar totalmente la lente y poder realizar el giro.

Berdahl & Hardten Toric IOL Calculator Results

Physician Name: Test Test
Physician Email: test@test.com
Lens Model: 2.06
Lens Spherical Equivalent: 28

Patient Name: Patient Patient
Patient Eye: Right Eye
Originally Calculated IOL Axis (°): 180

Entered Data			Calculated Results				
	Sphere	Cylinder (plus power)	Axis (°)		Sphere	Cylinder (plus power)	Axis (°)
Toric Lens		0.00	25	Ideal Position of the Toric		0.00	0
Current Refraction (+cyl)	-1.00	2.06	168	Expected Residual Refraction (+cyl)	-1	2.06	168

Current Toric Position: 65°
Ideal Toric Position: 0°

Rotating the Toric IOL 25° Clockwise should minimize the astigmatism.

The ideal toric lens would correct 2.06D of astigmatism at 0°.

Rotation to the ideal location will not reduce astigmatism to below 0.75D. IOL exchange or other refractive treatment may be warranted to reach minimal amount of residual astigmatism.

Figura 1: Pantalla de resultados del calculador de la ASCRS

Figura 2: Análisis postoperatorio con iTrace

Una vez realizado el giro compensatorio de la lente es oportuno saber que una posterior aplicación de láser YAG para la capsulotomía posterior no induce un giro significativo en la LIO tórica¹³.

Cirugía refractiva

En algunos casos, la rotación de la LIO no dará lugar a una reducción significativa del cilindro refractivo, en cuyo caso es probable que el astigmatismo residual ocular no sea debido a la lente, a menos que haya habido una selección incorrecta de la LIO tórica. En este caso, la opción más adecuada puede ser realizar PRK o LASIK con target plano y corregir la sorpresa refractiva²⁵. No hay datos que demuestren una diferencia entre el tratamiento con PRK o con LASIK después de la implantación de la lente tórica. Los tratamientos láser guiados por frente de onda pueden ser beneficiosos después de la implantación de LIO tórica esférica, ya que esto puede minimizar las aberraciones de alto orden²⁶. Sin embargo, el tratamiento de errores refractivos por frente de onda en pacientes con lentes multifocales difractivas es efectivo aunque no mejore las aberraciones de alto orden²⁷.

Cambio de lente

Si el error refractivo residual después de la cirugía es alto (> 3D), se recomienda el intercambio de la LIO dentro de las primeras 6-8 semanas después de la cirugía primaria. En este

caso es recomendable repetir todos los cálculos para asegurar la precisión en la nueva implantación.

Incisiones relajantes limbares

En pacientes con un astigmatismo residual medio pero que no desean someterse a cirugía refractiva de superficie, la aplicación de incisiones relajantes limbares (IRL) es una forma segura y efectiva de tratar el astigmatismo residual²⁸. Actualmente, las IRL se pueden realizar por láser de femtosegundo. Los láseres de femtosegundo crean incisiones precisas en profundidad y longitud predecibles. Sin embargo, no existen nomogramas para esta modalidad de tratamiento.

Corrección en gafa o lente de contacto

La corrección del astigmatismo residual con gafa o lentes de contacto es una alternativa cuando el proceso quirúrgico secundario está contraindicado o el paciente opta por esta alternativa.

RESUMEN

Los pacientes presbíteros con astigmatismo sometidos a cirugía con lentes multifocales tóricas esperan resultados refractivos óptimos a todas las distancias con un astigmatismo mínimo después de la cirugía. La rotación o desplazamiento de la lente puede hacer que los resultados visuales no sean los esperados. Por ello, la evaluación precisa postquirúrgica de la posición y calidad visual de las LIOs tóricas multifocales son puntos importantes en la evaluación postoperatoria del cirujano facorrefractivo, el cual debe conocer los procedimientos de evaluación y tratamiento del giro de la lente tórica.

REFERENCIAS

1. Garzón N, Poyales F, de Zárate BO, Ruiz-García JL, Quiroga JA. Evaluation of Rotation and Visual Outcomes After Implantation of Monofocal and Multifocal Toric Intraocular Lenses. *J Refract Surg* 2015; 31(2): 90-7.
2. Marques EF, Ferreira TB, Simões P. Visual Performance and Rotational Stability of a Multifocal Toric Intraocular Lens. *J Refract Surg* 2016; 32(7): 444-50.
3. Ferreira TB, Marques EF, Rodrigues A, Montés-Micó R. Visual and optical outcomes of a diffractive multifocal toric intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(7): 1029-35.
4. Felipe A, Artigas JM, Díez-Ajenjo A, García-Domene C, Alcocer P. Residual astigmatism produced by toric intraocular lens rotation. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(10): 1895-901.
5. Felipe A, Artigas JM, Díez-Ajenjo A, García-Domene C, Peris C. Modulation transfer function of a toric intraocular lens: evaluation of the changes produced by rotation and tilt. *J Refract Surg* 2012; 28(5): 335-40.
6. Jin H, Limberger IJ, Ehmer A, Guo H, Auffarth GU. Impact of axis misalignment of toric intraocular lenses on refractive outcomes after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(12): 2061-72.
7. Visser N, Bauer NJC, Nuijts RMMA. Toric intraocular lenses: Historical overview, patient selection, IOL calculation, surgical techniques, clinical outcomes, and complications. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39(4): 624-37.
8. Pereira FAS, Milverton EJ, Coroneo MT. Miyake-Apple study of the rotational stability of the Acrysof Toric intraocular lens after experimental eye trauma. *Eye (Lond)* 2010; 24(2): 376-8.
9. Chang DF. Early rotational stability of the longer Staar toric intraocular lens: fifty consecutive cases. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29(5): 935-40.
10. Prinz A, Neumayer T, Buehl W, Vock L, Menapace R, Findl O, Georgopoulos M. Rotational stability and posterior capsule opacification of a plate-haptic and an open-loop-haptic intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(2): 251-7.
11. Visser N, Bauer NJC, Nuijts RMMA. Residual Astigmatism Following Toric Intraocular Lens Implantation Related to Pupil Size. *J Refract Surg* 2012; 28(10): 729-32.
12. Miyake T, Kamiya K, Amano R, Iida Y, Tsunehiro S, Shimizu K. Long-term clinical outcomes of toric intraocular lens implantation in cataract cases with preexisting astigmatism. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40(10): 1654-660.
13. Jampaulo M, Olson MD, Miller KM. Long-term Staar Toric Intraocular Lens Rotational Stability. *Am J Ophthalmol* 2008; 146(4): 550-3.
14. Novis C. Astigmatism and toric intraocular lenses. *Curr Opin Ophthalmol* 2000; 11(1): 47-50.
15. Soda M, Yaguchi S. Effect of decentration on the optical performance in multifocal intraocular lenses. *Ophthalmologica* 2012; 227(4): 197-204.
16. George VE, George DS. Axis measurement strip for Haag-Streit BM900 series slitlamp. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40(10): 1584-7.
17. Teichman JC, Baig K, Ahmed IIK. Simple technique to measure toric intraocular lens alignment and stability using a smartphone. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40(12): 1949-52.
18. Shah GD, Praveen MR, Vasavada AR, Rampal NV, Vasavada VA, Asnani PK, Pandita D. Software-based assessment of postoperative rotation of toric intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(3): 413-8.
19. Farooqui J, Koul A, Shroff N, Dutta R. Determination of post-operative toric IOL alignment - Analyzed by two different methods: Slit-lamp versus Adobe Photoshop. *Sudan J Ophthalmol* 2014; 6(2): 57.
20. Carey PJ, Leccisotti A, McGilligan VE, Goodall EA, Moore CBT. Assessment of toric intraocular lens alignment by a refractive power/corneal analyzer system and slitlamp observation. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(2): 222-9.
21. Gualdi L, Cappello V, Giordano C. The use of NIDEK OPD Scan II wavefront aberrometry in toric intraocular lens implantation. *J Refract Surg* 2009; 25(1 Suppl): S110-5.
22. Lucisano A, Ferrise M, Balestrieri M, Busin M, Scorcia V. Evaluation of postoperative toric intraocular lens alignment with anterior segment optical coherence tomography. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43(8): 1007-9.
23. Chang DF. Repositioning technique and rate for toric intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35(7): 1315-6.
24. Potvin R, Kramer BA, Hardten DR, Berdahl JP. Toric intraocular lens orientation and residual refractive astigmatism: An analysis. *Clin Ophthalmol* 2016; 10: 1829-36.
25. Alpíns N, Ong JKY, Stamatelatos G. Refractive surprise after toric intraocular lens implantation: Graph analysis. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40(2): 283-94.
26. Pérez-Vives C, Ferrer-Blasco T, García-Lázaro S, Albarrán-Diego C, Montés-Micó R. Optical quality comparison between spherical and aspheric toric intraocular lenses. *Eur J Ophthalmol* 2014; 24(5): 699-706.
27. Jendritza BB, Knorz MC, Morton S. Wavefront-guided excimer laser vision correction after multifocal IOL implantation. *J Refract Surg* 2008; 24(3): 274-9.
28. Bayramlar H, Daglioglu MC, Borazan M. Limbal relaxing incisions for primary mixed astigmatism and mixed astigmatism after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29(4): 723-8.

Cirurgia da presbiopia Resolver complicações com Add-On e Explante

Manuel Castro Neves
Iberofal, Braga, Portugal;
Hospital CUF Porto, Portugal

INTRODUÇÃO

A cirurgia da presbiopia, baseada no crescendo tecnológico das lentes intraoculares e na vasta experiência adquirida com a cirurgia das cataratas, é uma das grandes marcas da oftalmologia do princípio deste século.

Um dos maiores desafios da cirurgia de cristalino contemporânea é conseguir atingir a refração pós-operatória desejada, ou seja, a emetropia. No entanto a refração pós-operatória desejada depende de vários fatores, alguns mensuráveis com exatidão satisfatória, tais como a potência refrativa da córnea e o comprimento axial do olho. Mas há outros que ainda são suscetíveis de variação relativa, porque ainda não é possível prever com exatidão a posição final que a LIO vai ocupar dentro do olho (posição efetiva da lente), e isso interfere com o resultado dos cálculos matemáticos que se fazem para escolher a potência da lente a implantar^{1,2,3}.

Podem ocorrer variações indesejadas na refração pós-operatória devido a alterações na potência da córnea, resultado do processo de cicatrização das aberturas, e do condicionamento da LIO no saco capsular até que repouse na sua posição final. De igual modo, não existe garantia de que o cálculo que se faz no pré-operatório, para a lente a implantar, irá dar exatamente o resultado pretendido. A acrescentar a estes imponderáveis, ainda podem ocorrer defeitos de fabrico das lentes ou incorreta medição pré-operatória quer biométrica quer pelo emprego de fórmula inadequada, ou até enganos da equipa durante o processo cirúrgico^{1,4,5}.

As LIOs multifocais, apesar dos constantes melhoramentos, têm sido ainda associadas em maior ou menor grau a aberrações visuais (disfotópsias)^{4,6,7}.

Com isto, podem encontrar-se doentes de multifocal insatisfeitos apesar de os resultados visuais serem tecnicamente perfeitos. Os cirurgiões habitualmente medem o sucesso do procedimento baseados nos resultados médicos conseguidos. No entanto para o doente há fatores adicionais, distintos do resultado visual, que podem ser capitais na sua sensação final de satisfação. E são, na sua consciência, o que determina se consideram o tratamento bem ou mal sucedido.

Os doentes de presbiopia esperam resultados refrativos perto da emetropia com relativa independência de óculos, e livres de incómodos visuais associados^{4,8}. Por isso, o cirurgião tem que estar preparado com múltiplas alternativas e métodos cirúrgicos para corrigir a ametropia residual após a cirurgia de cristalino e salvar situações de desagrado relacionadas com a nova condição visual resultante da cirurgia.

Neste capítulo serão abordados o implante de LIOs Add-On e Explante da LIO primária e sua substituição.

IMPLANTE DE LIO Add-On

O implante de LIO Add-On no sulco ciliar sobre o implante já existente. A técnica de implantação, em *piggyback*, de segunda lente na câmara posterior, foi descrita pela primeira vez por Gayton e Sanders em 1993⁹, e é um procedimento

relativamente simples e atraumático que não tem associados os riscos e potenciais complicações encontrados na substituição de LIO. De especial interesse em doentes com erros refrativos elevados ou nas contra-indicações para ablação corneana. Além disso a precisão do cálculo da potência da LIO é teoricamente superior do que na troca de lente.

Indicações das LIO Add-On:

1- Surpresa refrativa

As surpresas refrativas atualmente são muito menos frequentes do que no passado^{3,4}. Mas, apesar dos avanços significativos na tecnologia de medidas e eficácia das fórmulas, todas as cirurgias de presbiopia baseadas em lentes intraoculares as podem ter. As surpresas refrativas encontram-se mais nas gamas de alta miopia ou hipermetropia, segmento anterior incomum com profundidade excepcional ou câmaras anteriores muito baixas, diâmetros corneanos pequenos ou grandes, potência corneana central extrema, prévia cirurgia querato-refrativa ou qualquer combinação entre elas.

Perante uma dessas surpresas refrativas, se a solução não puder passar por atuação na superfície ocular, apenas se pode atuar na câmara posterior. Assim, a primeira opção será a colocação de uma segunda lente do tipo Add-On no sulco ciliar. Esta opção acarreta um risco relativamente baixo por ter poucas manobras técnicas e menos manipulação do que a troca de lente. Além disso a determinação da potência da LIO a adicionar é um exercício independente do comprimento axial e do conhecimento da potência da LIO já implantada, portanto não é necessário usar as mesmas medidas que levaram ao desapontamento. É também sabido que os laboratórios têm margem para fabricar as potências elevadas da ordem de mais ou menos 1 D, se ao rever os cálculos não for encontrado algo concreto que justifique o erro incorrido, é necessário pensar se compensa substituir a LIO, tendo em conta que pode ter uma diferença de até quase 2 D em relação à que já está implantada. Se possível, o melhor será sempre estrategiar um implante secundário.

As LIOs Add-On desempenham muito bem em doentes com erro pós-operatório hipermetrópico. A correção com LASER desta forma de ametropia é geralmente menos previsível do que a miopia residual. E em hipermetropias elevadas a correção na córnea deixa uma zona óptica efetiva muito pequena que pode interferir com o funcionamento da LIO multifocal implantada. Os doentes com história de Queratotomia Radiária são também bons candidatos porque, sendo propensos a surpresas hipermetrópicas após cirurgia de catarata, não são bons candidatos a cirurgia de córnea. E nesses casos, como nos outros em que a cirurgia corretiva deva ser adiada até à confirmação da estabilidade refrativa, é preferível usar uma lente Add-On do que explantar.

2 - Disfotópsias negativas

Nas disfotópsias negativas, sabendo que é preciso estreitar o

espaço entre a LIO implantada no saco e a íris pode-se tomar uma de duas atitudes:

- Se for aceite e se for útil, uma pequena miopia, pode-se anteriorizar o corpo da LIO original para a frente da cápsula anterior – manobra com poucos passos perigosos e não alterará o astigmatismo.
- Se houver, também, algum erro refrativo este poder-se-á corrigir, em conjunto com a correção da disforópsia negativa, implantando uma LIO de sulco add-on adequada.

PREPARAÇÃO PARA A CIRURGIA

A implantação de lentes Add-On no sulco ciliar requer algumas características para que seja bem sucedida: a LIO primária deve estar estável e totalmente contida no saco capsular, de preferência com o bordo sobreposto pela cápsula anterior em 360 graus; deve haver espaço satisfatório entre a íris e a LIO implantada; a câmara anterior terá de ser normal ou profunda, o endotélio terá que estar em boas condições e não haver evidência de síndrome de dispersão pigmentar; por isso, antes de uma tomada de decisão, deve-se proceder à caracterização anatômica da câmara a caracterização anatômica da câmara posterior, com lâmpada de fenda e eventualmente biomicroscopia ultrasônica (UBM).

Contra indicações para o implante de LIO Add-On são todos aqueles casos que concorram com glaucoma, câmara anterior baixa, dispersão pigmentar, fraqueza zonular (por trauma ou pseudoexfoliação) e contagem endotelial baixa. Também são de alto risco os que necessitaram de anel de tensão capsular na cirurgia primária e os que apresentam sinequias posteriores ao saco capsular.

Características das Lentes

As lentes Add-On são finas e flexíveis (passam bem por aberturas de 2,6 a 2,75 mm). As mais usadas têm perfil apropriado para se instalar no sulco ciliar. Têm diâmetro de óptica entre 6,5 e 7,0 mm e diâmetro geral de 14 mm. São côncavas na face virada à LIO primária para não lhe tocar (teoricamente ficam a 0.5 mm da óptica da lente original). E têm pernos angulados em 10 graus para afastar o seu corpo da superfície posterior da íris (Figura 1). Estão disponíveis entre -10 e +10 D (Sulcoflex Aspherica – Reyner) e ou -6,0 a + 6,0 (HumanOptics monofocal).



Figura 1 - LIO Add-On no sulco

CÁLCULO DA POTÊNCIA DALENTE ADD-ON

O cálculo da potência da LIO add-on baseia-se numa regra simples. Se o equivalente esférico estiver entre + e - 7 dioptrias e sendo os Ks normais, é necessário a refração manifesta para planejar a potência do novo implante.

Para hipermetropia com equivalente esférico abaixo das +7

dioptrias, o equivalente esférico é multiplicado por 1,5 para resultar plano; enquanto que para erros refrativos miópicos abaixo de -7 dioptrias o equivalente esférico é multiplicado por 1,2 para a mesma finalidade.

Para as miopias e hipermetropias com mais do que 7 D, os Ks fora do normal, e na cirurgia refrativa prévia, é mandatório recorrer às fórmulas de vergência refrativa ou fórmula Rx de Barret.

No entanto o melhor será sempre consultar o calculador *online* para LIOs add-on. É de muito simples aplicação. Boa explanação de como funcionam as fórmulas de vergência refrativa e com exemplos, encontra-se na Internet em www.doctor-hill.com/iol-main/piggiback.htm. Em www.doctor-hill.com/physicians/download.htm pode-se obter livremente um calculador da fórmula de vergência refrativa em formato Microsoft Excel baseado na descrição de Holladay¹⁰.

A fórmula de vergência refrativa mais sofisticada, comercialmente disponível, é a Holladay R incluída no *software* Holladay IOL consultant (Holladay Consulting).

A Rx fórmula, recentemente introduzida por Graham Barret (disponível em www.apacrs.org) aponta soluções em três cenários: LIO em *piggyback*, troca de LIO e rotação de LIO tórica existente para um novo meridiano de alinhamento.

TÉCNICA CIRÚRGICA DE ADD-ON

Colocar uma lente add-on difere da implantação primária apenas por a lente ser maior e haver menos espaço de trabalho com relação ao endotélio.

Começa-se com dilatação com tropicamida e anestesia tópica e intracamerular com lidocaína diluída em soro fisiológico a 1 para 3. Usa-se a abertura original ou, se for necessário corrigir pequeno cilindro, faz-se novo túnel corneano de 2,6 mm no meridiano mais refringente. Enche-se a câmara anterior com viscoelástico coesivo a proteger o endotélio e distende-se o espaço do sulco ciliar.

Monta-se e dobra-se a LIO, no injetor debaixo do microscópio para assegurar que a sua posição está correta. Injeta-se lentamente o implante, dirigindo o primeiro perno diretamente ao sulco ciliar em frente. De seguida o segundo perno é conduzido, com um rotador de LIO ou um Sinskey e solto debaixo da íris por debaixo da entrada. Posiciona-se e centra-se cuidadosamente a LIO até que fique em posição estável. É importante lembrar que se deve dar especial atenção ao desdobramento da LIO à saída do injetor para que não se ofenda o endotélio. E, quando a óptica é de silicone é prudente usar um viscoelástico espesso, tipo Healon GV (Abbott Medical Optics) para que contenha a sua força ao desdobrar-se e assim evitar movimentos descontrolados na câmara anterior. Se a LIO for tórica dever-se-á dar atenção à sua posição e alinhamento conforme o eixo a corrigir. Neste ponto, se não se tiver assistência no microscópio operatório para a marcação do eixo desejado (ex. Sistema Verion), será necessário marcar os eixos vertical e horizontal antes de o doente se deitar para evitar erros de posicionamento devidos à ciclo-torsão do decúbito.

Depois da remoção do viscoelástico deve conferir-se que existe espaço adequado entre a face posterior da íris e a face anterior da lente. A cirurgia termina com a hidratação do estroma nas aberturas corneanas e injeção de antibiótico intracamerular.

A técnica cirúrgica é familiar a todos os cirurgiões de cataratas e não requer equipamento adicional ou curva de aprendizagem.

Na experiência do Autor a implantação de uma segunda lente para a correção de defeitos refrativos ou de disforópsia negativa tem-se mostrado segura, eficaz e estável. Os resultados são geralmente muito previsíveis. A add-on tem

ainda a vantagem de ter uma recuperação rápida. Como todas as cirurgias, a colocação de lente intraocular em Add-On pode causar algumas complicações, que são as mesmas de qualquer procedimento intraocular acrescido de outras complicações únicas do Add-On. A mais comum, embora rara, é a opacidade inter lenticular. A melhor forma de evitar a formação de membrana entre as duas lentes é assegurar que elas não se tocam e escolher a Add-On de material diferente do da LIO original – se a do saco é acrílica, a do sulco deverá ser de silicone, ou vice-versa. Outra complicação é a dispersão pigmentar pós-operatória, que ocorre quando a lente do sulco toca na face posterior da íris. Este risco reduz-se usando lentes Add-On de perfil fino e bordos suaves e arredondados e com angulação dos pernos.

EXPLANTE E TROCA DE LIO

Os doentes com erro refrativo pós-operatório significativo e aqueles com descentramento ou danificação da LIO têm como primeira opção reparativa a troca da lente. Este procedimento é melhor sucedido cedo no decurso do pós-operatório antes de a cápsula ter formado adesões que trancam a LIO no seu leito. Por essa razão esta opção funciona melhor quando o cirurgião sente que consegue remover a LIO original em segurança conseguindo ainda preservar o saco capsular intacto.

Quando se pensa que a lente deve ser explantada deve-se ter em conta vários fatores. O doente é a primeira consideração: idade, ocupação, refração do olho em questão, refração do olho adelfo e rever minuciosamente as expectativas e necessidades visuais próprias do doente¹¹.

A condição anatômica do olho é a segunda consideração, e inclui: centramento da LIO, AV, análise aberrométrica, contagem de células endoteliais, integridade do saco capsular, há quanto tempo a LIO foi implantada, posição da LIO no olho e estado da retina. Não é de mais lembrar que as complicações potenciais desta opção incluem rotura capsular posterior e diálise zonular que podem desestabilizar o novo implante.

INDICAÇÕES PARA TROCA DE LIO

A troca de LIO é a opção preferida para a surpresa refrativa, cedo no curso pós operatório, quando a potência da LIO existente é conhecida e a colocação de add-on não é exequível. As causas mais comuns para a troca de LIO são a surpresa refrativa (incapacidade da fórmula, dificuldades nas medidas pré-operatórias), os problemas com a lente (descentramentos ou dano na óptica) e os efeitos adversos da multifocalidade (disfotópsias)^{1,7,12,13}.

Descentramento

Os casos de má posição da LIO multifocal ou de conjunto de saco e LIO multifocal serão por via de regra para resolver explantando. Muito excepcionalmente poder-se-á, com grande convicção de que ficará bem centrada e em havendo bom endotélio, suspender a LIO ou o conjunto à esclera.

A LIO mal posicionada geralmente tem origem em incidente durante a cirurgia primária por rotura capsular anterior ou posterior em que se subestimou a sua importância e que resultam em posicionamento descentrado da lente ou até subluxação. Não é raro encontrar descentramentos nos altos míopes implantados com lentes em prato de diâmetro fixo (pois têm sacos capsulares grandes)^{13,14}.

Deslocação ou descentramento tardios – aparece em fimoses do saco capsular e em zonulopatias progressivas como na pseudoesfoliação e no síndrome de Marfan, ou trauma em olho saudável.

Quando é preciso mais rigor na avaliação destes casos é possível

recorrer à aberrometria por frente de onda e/ou à UBM. A UBM é muito útil principalmente nos casos em que se planeia colocar a LIO com os pernos no sulco com ou sem captura da óptica. A UBM revela a quantidade de suporte capsular, e mostra se há ou não anel de tensão capsular no equador. Aberrómetro que meça as aberrações internas do olho é de grande valia especialmente quando os doentes estão insatisfeitos com a sua visão e não se encontra motivo evidente.

DISFOTÓPSIAS

Nos casos de intolerância a disfotópsias positivas reiteradamente debilitantes e após todas as tentativas para as evitar, a solução será explantar e implantar LIO monofocal. Na preparação mental do doente para a decisão final deve-se incluir uma constatação da visão monofocal, mostrando como vai ficar a ver para perto sem a multifocalidade (colocando óculos de 3 dioptrias negativas). Eventualmente isto poderá levar o doente a relativizar os inconvenientes da disfotópsia e não avançar para o explante. As queixas subjetivas óptico visuais dos doentes são maiores no pós-operatório precoce e vão diminuindo conforme o cérebro se vai adaptando à nova visão de vários focos e selecionando a imagem focada para cada distância^{2,4,15}.

As LIOs multifocais requerem um certo grau de adaptação cerebral. O cérebro do doente necessita de se ajustar a um novo sistema visual suprimindo as imagens indesejadas, fora do foco, e aprender a ignorar brilhos e halos.

Habitualmente encoraja-se o doente a aguardar 6 a 12 meses para que a neuroadaptação possa ocorrer. No entanto não deve decorrer muito mais tempo para o fecho da decisão porque a troca de LIO tornar-se-á cada vez mais difícil. E há que estar muito atento à evolução da reação emocional do doente. A decisão final acerca da resolução da sua insatisfação terá que ir aparecendo com consistência sob pena de se perder a sua confiança.

ALTERAÇÃO DA TRANSPARÊNCIA DA LIO

A deformidade da óptica ou dos pernos da lente é rara^{3,16}. Ocorre geralmente durante a inserção e poderá ser subvalorizada no ato cirúrgico e vir a surtir efeito logo nos primeiros dias pós-operatórios. Do mesmo modo que danos provocados durante a capsulotomia YAG, poderão produzir interferências visuais ou fenómenos luminosos anómalos.

Embora sendo um fenómeno raríssimo, as lentes intraoculares também podem perder transparência com o tempo¹⁶. O elemento constituinte das atuais lentes dobráveis é o silicone ou várias gamas de acrílicos. Decorrendo da natureza da sua composição cada um pode com o tempo sofrer alterações (basicamente depósitos cálcicos ou formação de micro vacúolos) que interfiram com a sua transparência. O mecanismo das alterações é muito diverso e difícil de interpretar, mas pode levar a diminuição progressiva da visão devido à perda de transparência do material da óptica.

Em todos estes casos é de pensar explantar a LIO danificada e implantar de novo uma lente multifocal, se o saco capsular se conseguir dissecar harmoniosamente para garantir uma centragem perfeita.

SURPRESA REFRACTIVA

Em casos de surpresa refrativa miópica ou hipermetrópica^{1,3,17}, a troca de LIO pode ser também uma solução^{3,8,17,18}, especialmente se não houver espaço suficiente para implantar outra LIO no sulco (Add-On).

Em doentes insatisfeitos com o seu cilindro pós-operatório após ter recebido uma LIO não tórica, e se não forem elegíveis para cirurgia querato-refrativa poderá ser solução avançar para

a troca da LIO não tórica por uma tórica, dentro do saco. Na surpresa refrativa a troca de LIO está contraindicada em todos os casos de instabilidade capsular ou zonular, baixa contagem endotelial e suscetibilidade retiniana (propensão a edema macular cistóide).

PREPARAÇÃO PRÉ-OPERATÓRIA

Salvo os casos operados há pouco tempo em que se tem presentes dados operatórios e características da LIO implantada, muitas vezes nos doentes referidos, não se dispõe de história clínica anterior detalhada nem de dados intraoperatórios fiáveis, se bem que usualmente possam referir um bom resultado funcional inicial. É desejável obter pelo menos informação fiável sobre o modelo e potência da lente implantada.

Os doentes programados para extração de uma lente inadequada e sua substituição por um implante secundário necessitam de uma explicação pormenorizada da natureza e origem do seu problema. Devendo relativizar-se as eventuais ocorrências técnicas ou outras da operação, se for o caso, da cirurgia convencional do cristalino. É frisar que esta cirurgia, agora proposta, tem riscos e possíveis complicações diferentes. Deve ficar dito que há várias modalidades de inserção secundária, dependentes da situação do olho durante a intervenção e dar nota da imprevisibilidade relativa do resultado. Uma vez conhecidos e compreendidos estes pormenores devem ser escritos e incluídos no documento do consentimento.

Cálculo da potência da LIO para trocar

Se as características da lente implantada forem conhecidas, calcula-se a potência da nova lente como para as Add-On, simplesmente adicionando potência ou subtraindo a um sistema ótico existente. As fórmulas recomendadas para a troca são as de vergência refrativa, Holladay R ou Barrett Rx disponíveis *online*. Para trabalhar com as fórmulas de vergência refrativa é preciso saber o equivalente esférico da refração manifesta, os Ks atuais e a posição efetiva da lente que vai ser implantada. Mais uma vez é um exercício independente do comprimento axial. Uma aproximação à posição efetiva da lente a implantar está tabelada com base na Optimized SRK/T A-Constant e é por exemplo 5,61 para uma constante-A de 119,1 (se quiser usar multifocal) ou de 5,20 para uma constante-A de 118,4 (se quiser usar LIO monofocal não esférica, em caso de centragem precária).

Se identificar que o erro ocorreu na introdução de algum dos dados (comprimento axial ou Ks) na fórmula de cálculo da lente, basta introduzir os dados verdadeiros e obter a potência da LIO como se estivesse a planear a cirurgia original.

Nos casos em que não se conhece o tipo e potência da LIO original, sujeita-se a decisão a uma nova biometria feita em modo pseudofáquicos.

Técnica cirúrgica de troca de LIO

Há uma diferença muito grande no grau de dificuldade técnica da explantação conforme o tempo transcorrido desde a implantação. Remover uma lente intraocular do saco capsular é uma manobra relativamente simples quando realizada cedo no curso pós-operatório^{5,13,18}. Mas se for uma LIO implantada há vários anos, com fibrose intrasacular que envolva firmemente os pernos e a óptica, a dificuldade na sua libertação é notavelmente maior^{5,16,17,18}.

A técnica é geralmente como segue:

Por via de duas paracenteses o bordo capsular é dissecado da superfície anterior da LIO em todos os quadrantes com viscoelástico dispersivo, podendo usar-se, se necessário, na seringa do viscoelástico uma agulha 30G com o bisel virado para cima. O seu extremo pontiagudo e cortante permite

penetrar com facilidade entre a cápsula anterior e a óptica e libertar as aderências em todo o bordo da capsulotomia circular criando um plano de clivagem.

O viscoelástico é de seguida injetado entre os folhetos das cápsulas anterior e posterior nas zonas das junções dos pernos. Nesta localização, geralmente, as cápsulas não estão firmemente coladas. Por vezes a onda do viscoelástico injetado ao lado dos hápticos já se prolonga dissecando o saco capsular até ao equador. É nesta fase que também cautelosamente se separam as cápsulas mais periféricas dos pernos da LIO e se passa o mesmo para a sua face posterior. O viscoelástico ideal para esta manobra é o dispersivo, ex. Viscoat (Alcon).

As pontas bulbares dos pernos das LIOs acrílicas de peça única podem necessitar de viscodisseção adicional no sentido de as libertar do seu alojamento no equador fibrosado do saco capsular. Quando se considera que os pernos estão suficientemente libertos, ensaia-se com cuidado a capacidade de mobilização da lente no saco capsular. Se não se tiver certeza, deve continuar-se a viscodisseção até apreciar uma boa mobilidade. A mobilização dos pernos deve sempre fazer-se mediante rotação da lente e nunca por tração centrípeta. Uma vez soltos, um dos pernos é cuidadosamente rodado, com um gancho manipulador, para fora do saco capsular prosseguindo-se a rotação até libertar o perno oposto e assim completar a luxação da lente para a câmara anterior. Se os pernos não puderem ser removidos com segurança poderão ser amputados e deixados no local sem problemas.

Ocasionalmente é preciso injetar também viscoelástico entre a cápsula posterior e a superfície posterior da LIO para a poder mobilizar com mais facilidade.

Agora com a lente completamente móvel e na câmara anterior, a óptica pode ser dobrada ou cortada de modo a poder ser extraída por pequena incisão. Para dobrar, reformase amplamente a câmara anterior com viscoelástico denso. Coloca-se um manipulador plano ou espátula de ciclodiálise a 180° da entrada, por debaixo do corpo da lente. Depois, com uma pinça de dobrar lentes (Mc Pherson, Buratto, entre outras) colocada sobre a LIO faz-se pressão firme da óptica contra a espátula (na sua bisettriz) até a dobrar (Figura 2). Estando dobrada a meio, a lente é rodada em 90 graus e extraída, pela incisão corneana ligeiramente ampliada. Dada a abundância de manipulações é prudente suturar a incisão corneana para que feche hermeticamente.

Alternativamente, e na experiência do Autor menos traumática, a secção parcial ou total da óptica pode facilitar a passagem pela incisão sem a ampliar. A bisseção ou trisseção do corpo da LIO deixará fragmentos facilmente extraíveis individualmente, com pinça sem forçar a pequena incisão corneana (Figuras 3 e 4). Há vários instrumentos disponíveis para cortar lentes com segurança e relativa facilidade. O sistema de Mackool de remover LIOs dobráveis (Ambler Surgical) e o Packer/Change IOL Cutters (MicroSurgical Technology) são bons para cortar lentes acrílicas e de silicone. Mas, se desprevenidos, qualquer tesoura forte que consiga desempenhar por via da pequena incisão será útil, se for usada cautelosamente.

Com poucas exceções, geralmente é possível preservar o saco capsular e colocar uma nova LIO no mesmo local de onde a outra foi explantada. Mantendo a posição efetiva da lente para o novo implante pode-se obter o resultado refrativo previsto. Se a cápsula posterior estiver comprometida é uma boa alternativa implantar uma LIO de 3 peças no sulco e estabilizar a óptica por captura no bordo da cápsula anterior. Claro, com os devidos ajustes na potência, para esta posição. As complicações intra-operatórias mais vezes reportadas são a rotura capsular e a deiscência zonular, sendo que no pós-operatório



Figura 2 – dobrando a LIO

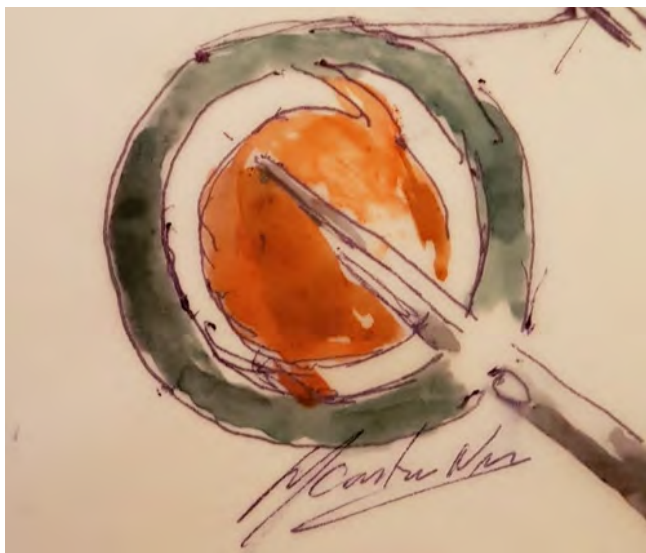


Figura 3 – Cortando a LIO



Figura 4- extraindo os fragmentos da LIO

as mais frequentes são a opacificação da cápsula posterior, o edema macular cistóide e a membrana epiretineana^{5,18}.

CONCLUSÃO LIDAR COM O DESAPONTAMENTO

O doente descontente deve merecer uma avaliação exaustiva, deve ser tratado de forma especial e compreensiva. No pós-operatório destes casos a pré consulta deve ser completa,

incluindo OCT macular, para que quando chegue à presença do cirurgião o doente possa ser ouvido e acarinhado com uma explicação correta daquilo que o preocupa. Deve fazer-se-lhe sentir imediatamente que há um plano para que em breve se chegue à sua satisfação, que se trabalhará para resolver os seus problemas.

Muitas vezes é a simples secura ocular ou o astigmatismo residual em evolução, ou a opacificação capsular ou até um início de edema macular cistóide que comprometem a qualidade visual.

As consultas, exames e tratamentos subsequentes devem tender a anular tanto quanto possível cada um destes pontos que se tenham manifestado. Na maioria dos casos ligeiros de insatisfação pós operatória é vantajoso contemporizar, aguardando a estabilidade refrativa, e tentar paulatinamente resolver os pequenos pormenores de resolução fácil - de forma a remediar a qualidade visual sem correr riscos maiores. As atitudes arrojadas que pareçam imediatamente adequadas, nem sempre poderão garantir de que com elas se possa atingir a qualidade que o doente imaginava ou esperava.

A colocação de uma lente add-on tem a vantagem de ser um procedimento de relativo baixo risco que combina reabilitação visual rápida com uma metodologia de cálculo que não envolve as mesmas armadilhas, dificuldades que supostamente levaram à surpresa refrativa original. A desvantagem é se não houver espaço adequado entre a face posterior da íris e a superfície anterior da LIO, para esta opção.

A troca da LIO é tipicamente levada a cabo cedo no decurso do pós operatório e é melhor sucedida quando é antecipada ao ponto de a cápsula posterior ainda estar íntegra e se conhecer a potência da LIO implantada com certeza. Nos casos conhecidos, tal como a LIO do Add-On, o cálculo para a lente a trocar não envolve a necessidade de conhecer o comprimento axial pois a potência é simplesmente adicionada a um sistema ótico existente, sendo que nesses geralmente o calculo da potencia da lente de add-on e da LIO de troca é de grande fiabilidade.

REFERÊNCIAS

- Hill WE, Byrne SF. Complex axial length measurements and unusual IOL power calculation. Focal Points—Clinical Modules for Ophthalmologists. Module 9. San Francisco, CA: American Academy of Ophthalmology; September 2004
- Wallace RB. Multifocal vision after cataract surgery. Philadelphia, Pa: Rapid Science Publishers; 1998
- Jin, GJ, Crandal AS, Jones JJ. Intraocular lens exchange due to incorrect lens power. Ophthalmology. 2007; 114(3): 417–24.
- Sinsky RM, Amin P, Stoppel JO. Indications for and results of a large series of intraocular lens exchanges. J Cataract Refract Surg. 1993; 19: 68–71.
- Mamalis N, Brubaker J, Davis D, Espandar L, Werner L. Complications of foldable intraocular lenses requiring explantation or secondary intervention-2007 survey update. J Cataract Refract Surg. 2008; 34: 1584–91.
- Pieh S, Lackner B, Hanselmayer G, Zohrer R, Sticker M, Weghaupt H, Fercher A, Skorpik C. Halo size under distance and near conditions in refractive multifocal intraocular lenses. Br J Ophthalmol. 2001; 85: 816–21.
- Woodward MA, Randleman JB, Stulting RD. Dissatisfaction after multifocal intraocular lens implantation. J Cataract Refract Surg. 2009; 35: 992–7.
- Jones JJ, Jones YJ, Jin GJ. Indications and outcomes of intraocular lens exchange during a recent 5-year period. Am J Ophthalmol. 2014; 157(1): 154–62.e1.
- Gayton JL, Sanders V, Van Der Karr M, Raanan MG. Piggybacking

- intraocular implants to correct pseudophakic refractive error. *Ophthalmology*. 1999; 106(1): 56–9.
10. Holladay JT. Refractive power calculations for intraocular lenses in the phakic eye. *Am J Ophthalmol*. 1993; 116(1): 63–6.
 11. Tassignon MJ, Bartholomeeusen E, Rozema JJ, Jongenelen S, Mathysen DG. Feasibility of multifocal intra-ocular lens exchange and conversion to the bag-in-the-lens implantation. *Acta Ophthalmol*. 2014; 92(3): 265–9.
 12. Ortiz D, Alió JL, Bernabéu G, Pongo V. Optical performance of monofocal and multifocal intraocular lenses in the human eye. *J Cataract Refract Surg*. 2008; 34: 755–62.
 13. Subramaniam S, Tuft SJ. Early decentration of plate-haptic silicone intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*. 2001; 27: 330–2.
 14. Hayashi K, Hirata A, Hayashi H. Possible predisposing factors for in-the-bag and out-of-the-bag intraocular lens deslocation and outcomes of intraocular lens exchange surgery. *Ophthalmology*. 2007; 114: 969–75.
 15. Hayashi K, Hayashi H, Nakao F. Correlation between pupillary progressive multifocal lens and a monofocal lens. *Ophthalmology*. 2001; 108: 2011–7.
 16. Yu AK, Ng AS. Complications and clinical outcomes of intraocular lens exchange in patients with calcified hydrogel lenses. *J Cataract Refract Surg*. 2002; 28: 1217–22.
 17. Galor A, Gonzalez M, Goldman D, O'Brien TP. Intraocular lens exchange surgery in dissatisfied patients with refractive intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*. 2009; 35: 1706–10.
 18. Carlson AN, Stewart WC, Tso PC. Intraocular lens complications requiring removal or exchange. *Surv Ophthalmol*. 1998; 42: 417–40.

Edema macular cistóide em lentes multifocais

Conceição Lobo

Centro de Responsabilidade Integrado de Oftalmologia - Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra (CRIO-CHUC), Portugal

Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra (FMUC), Portugal

Associação para a Investigação Biomédica e Inovação em Luz e Imagem (ABILI), Portugal

INTRODUÇÃO

A extração de catarata é uma das cirurgias mais comumente realizadas em todo o mundo, tendo havido uma evolução notável relativamente à técnica utilizada, sendo considerada na atualidade, com o recurso à facoemulsificação e implantação da lente intraocular (LIO) dobrável, um procedimento cirúrgico extremamente seguro e eficiente^{1,2}.

O aumento da esperança de vida, bem como a constante evolução técnica, nomeadamente a maior precisão, inovações na instrumentação e a própria evolução no *design* das LIO, são factores que contribuíram para tornar este procedimento como estando associado a excelentes resultados visuais, permitido oferecer a cada vez mais doentes uma qualidade de visão melhor, e cada vez mais precocemente¹⁻⁴.

Adicionalmente, com o aparecimento das LIO multifocais (LIOM), o recurso a cirurgia de catarata e correção concomitante da presbiopia passou a ser encarada como uma possibilidade. Assim, este tipo de LIO pode ser usada, não apenas no contexto da existência de catarata, como também em situações em que se pretende remover o cristalino e substituir por uma LIO para corrigir um erro refrativo, e/ou a perda da acomodação. Neste último caso, o procedimento enquadra-se na denominada cirurgia refractiva do cristalino. Ou seja, a cirurgia refractiva do cristalino é essencialmente o mesmo que cirurgia de catarata, contudo, nesta o procedimento é realizado primariamente para alterar as propriedades refractivas e não para remover uma catarata que se tenha desenvolvido.

Assim, quer na cirurgia de catarata moderna, quer na cirurgia refractiva do cristalino, a expectativa não é apenas a de obter uma visão melhorada, mas também a independência do uso de óculos. Este último aspeto tem-se revelado cada vez mais importante, exigindo aos cirurgiões uma preocupação maior no sentido de minimizar o erro refrativo no pós-operatório. Esta necessidade torna-se obviamente mais relevante na cirurgia refractiva do cristalino.

Assim, dado que, com a crescente evolução técnica tem havido uma convergência entre tratamento da catarata e correção do erro refrativo do doente, os cirurgiões de catarata/refractiva têm, nas últimas décadas, vindo a propor cada vez mais precocemente este tipo de cirurgia.

Contudo, mesmo numa cirurgia em que não haja intercorrências, podem desenvolver-se complicações, como o edema macular cistóide (EMC), podendo resultar num pós-operatório visual subótimo^{2,5-7}.

Apesar da patogénese do EMC não ser completamente conhecida e existem diferentes factores de risco que podem contribuir para o seu desenvolvimento, a contribuição da inflamação pós-operatória é genericamente aceite⁸. Assim, e atendendo a que as opções de tratamento dependem da causa subjacente, a abordagem terapêutica usual para a profilaxia e tratamento do EMC é direcionada para bloquear os mediadores inflamatórios. Consequentemente, medicamentos

anti-inflamatórios, incluindo esteróides (AIE) e não esteróides (AINE), foram postulados como tendo um papel tanto na profilaxia como no tratamento do EMC.

No entanto, a falta de uma definição de EMC uniformemente aceite, bem como dados controversos sobre alguns factores de risco e até muito recentemente, a escassez de estudos comparativos, randomizados, com significância estatística, mantiveram o papel dos anti-inflamatórios, sobretudo na prevenção do EMC, como um aspecto controverso.

Neste contexto, pretende-se abordar essencialmente dois tópicos relevantes. Por um lado, dar ênfase à necessidade de uma seleção mais criteriosa dos doentes, incluindo um estudo pré-operatório mais detalhado, perante a possibilidade de efetuar uma cirurgia de catarata/cristalino com implante de LIO multifocal. Por outro lado, clarificar com base nos estudos existentes, e incluindo um estudo multicêntrico promovido pela European Society of Cataract and Refractive Surgeons (ESCRS) – PREvention of Macular EDema after cataract surgery (PREMED) study -, cujos resultados foram divulgados recentemente, qual o melhor esquema profilático e terapêutico perante o edema macular pseudofáquico.

EDEMA MACULAR CISTÓIDE PSEUDOFÁQUICO

O EMC após a cirurgia de catarata, ou pseudofáquico (EMCP), foi inicialmente relatado por Irvine em 1953 e demonstrado angiograficamente por Gass e Norton em 1966, passando então a ser designado como Síndrome de Irvine-Gass⁹⁻¹¹.

O EMC angiográfico é diagnosticado em doentes que são assintomáticos em relação à acuidade visual (AV), mas nos quais se deteta na angiografia fluoresceína (AF) derrame, a partir dos capilares perifoveais. O EMC clínico é diagnosticado quando um doente apresenta uma diminuição da AV e apresenta alterações na AF e/ou fundoscopia compatíveis^{12,13}.

Contudo, atualmente, o diagnóstico clínico é habitualmente confirmado usando apenas a tomografia de coerência óptica (OCT)¹⁴⁻¹⁶.

INCIDÊNCIA

Trata-se da complicação mais comum da cirurgia de catarata, mas atendendo à grande heterogeneidade de definições e critérios diagnósticos, a sua incidência é difícil de definir, havendo relatos desde 1% a 30%. Esta variabilidade está relacionada não apenas com as diferentes técnicas cirúrgicas, estando quer a facoemulsificação isolada, quer a assistida por laser Femtosegundo, associadas a menores incidências¹⁷⁻²⁰, como também com o critério diagnóstico utilizado. Assim, considerando EMC clinicamente significativo em doentes sem factores de risco a incidência é de apenas 1%-2%, enquanto que considerando EMC definido pelo OCT e particularmente pela AF essa incidência é significativamente mais elevada²¹⁻²⁶. A grande variabilidade de taxas de incidência apresentadas na literatura deve-se também ao facto de que em muitos

estudos os doentes já estarem sob efeito de algum anti-inflamatório específico, quer antes, quer após a cirurgia²⁷⁻²⁹. Adicionalmente, a heterogeneidade das populações de doentes que são avaliadas, com diferentes fatores de risco, também contribui para a dificuldade em determinar a incidência real global de EMCP. É, pois, de capital importância, reconhecer as muitas variáveis envolvidas e ter em consideração o seu possível impacto, na interpretação dos resultados dos ensaios clínicos que avaliam potenciais tratamentos para o EMCP. Assim, apesar da suposta baixa incidência desta complicação, atendendo ao número de cirurgias de catarata realizadas anualmente, esta temática constitui ainda um tópico de particular relevância.

ETIOLOGIA E FACTORES DE RISCO

O EMCP pode ocorrer após uma cirurgia sem complicações em doentes saudáveis, após cirurgia complicada, ou após a cirurgia em doentes com outras patologias oculares, tais como uveíte ou retinopatia diabética³⁰.

A etiologia específica do EMC não é totalmente conhecida. Reconhece-se que para além das patologias oculares já referidas, outros fatores como, o tipo de técnica cirúrgica, a tração vítreo-macular e as complicações cirúrgicas, como perda de vítreo e da integridade da cápsula posterior, são possíveis desencadeadores^{5,30,31}.

Relativamente à técnica cirúrgica é claro o seu papel, atendendo ao facto de que com a evolução da técnica, desde intra e extracapsular para a facoemulsificação por pequena incisão, houve uma diminuição clara da incidência desta complicação³¹⁻³³. Isso é explicado pelos danos menores da barreira hemato-aquosa (BHA) após a facoemulsificação com uma capsulorhexis curvilínea contínua intacta, do que a que ocorre após as técnicas anteriores, mais traumáticas e invasivas^{5,31,34-36}.

O papel da tração vítreo-macular no desenvolvimento do EMCP é explicado pelo facto de que o vítreo, na área foveal, se insere na membrana limitante interna, que está presa às Fibras de Müller, pelo que as forças de tração exercidas nessa área, podem afetar essas células, levando ao aparecimento de edema^{9,18,37,38}. Adicionalmente a tração mínima na interface vitreomacular que ocorre na facoemulsificação em comparação com as técnicas precedentes, também explicaria esse risco reduzido^{8,33,39}.

Embora o EMCP possa ocorrer após cirurgia sem intercorrências, diferentes estudos confirmam que certas complicações cirúrgicas aumentam o risco do mesmo. Assim, quer a rutura da cápsula posterior, quer a perda de vítreo, quer mesmo a capsulotomia secundária (incluindo capsulotomia laser YAG) estão associadas a uma taxa maior de EMC^{5,13,40-43}.

O encarceramento de vítreo e prolapso da íris ainda pioram mais o prognóstico visual^{144,45}. A retenção de fragmentos de cristalino, mesmo quando são removidos por vitrectomia via pars plana, é outra complicação associada a uma taxa aumentada de EMC e perda visual mais severa⁴⁶⁻⁴⁹.

Assim, a incidência de EMC em cirurgias complicadas com queda de fragmentos de cristalino para vítreo é efetivamente maior, não apenas porque, os próprios fragmentos de cristalino retidos causam por si só inflamação habitualmente mais severa, como também pelo facto de estarmos perante cirurgias com maior duração ou que muitas vezes implicam uma segunda intervenção^{50,51}.

A existência de outras patologias associadas, como a diabetes, com ou sem retinopatia, e uveítes, condiciona igualmente um risco acrescido para desenvolvimento de EMC⁵²⁻⁵⁴.

Nos doentes diabéticos não apenas a possibilidade de haver uma pior AV é maior, como também as duas formas clínicas (edema macular diabético e edema macular pelo síndrome de Irvine-Gass) provavelmente podem coexistir⁵⁵⁻⁵⁷. Na avaliação

pré-operatória é muito importante ter em consideração que se o doente já tiver edema macular, este deve ser tratado antes da cirurgia de catarata, ou quando tal não for possível, dever-se-á ponderar o uso de anti-inflamatório intravítreo, no momento da cirurgia.

Do mesmo modo, nos doentes com antecedentes de uveítes, havendo um risco acrescido de desenvolver EMC, deverá ser feita uma avaliação pré-operatória adequada, tendo em consideração o tipo, a causa e o estado atual da doença, adaptando nomeadamente a terapêutica em conformidade⁵⁸⁻⁶⁰. Assim, nestes doentes é sobretudo imperativo controlar a inflamação pré-operatória e introduzir medicação pós-operatória de acordo com o risco esperado.

PATOGÉNESE

Apesar da patogénese do EMC após a cirurgia de catarata já ter sido descrita há muitos anos, alguns aspetos permanecem ainda incertos. Contudo, as observações clínicas e os estudos experimentais apontam para que efetivamente seja multifatorial^{45,51}.

A inflamação mediada por prostaglandinas e subsequente alteração da BHA e da Barreira Hemato-Retina (BHR), são provavelmente os fatores envolvidos mais importantes^{35,61-65}.

Relativamente ao papel dos mediadores inflamatórios, foi postulado que, após a cirurgia de catarata, alguns mediadores como, prostaglandinas, citocinas e outros factores de permeabilidade vascular, são libertados do segmento anterior do olho e difundidos para a cavidade vítrea e retina, estimulando a rutura da BHR^{31,36,65-68}, com subsequente saída de fluido através da parede do endotélio dos vasos retinianos e do epitélio pigmentado da retina (EPR), na zona perifoveal, resultando em edema macular^{31,45,65,69}.

Existem diferentes estudos que apoiam a ideia de que a cascata de ácido araquidónico não é o único mediador químico relacionado com a inflamação pós-operatória. Acredita-se que outras substâncias também estejam envolvidas, como o complemento⁷⁰, fatores de ativação das plaquetas (FAP)⁷¹, citocinas⁷², óxido nítrico⁷⁴ e endotelina^{73,75}. Uma citocina bem estudada é a interleucina-6 (IL-6)⁷². Um nível aumentado deste mediador foi encontrado no humor aquoso dos doentes submetidos a cirurgia de catarata^{22,72}.

O melhor conhecimento sobre as ciclooxigenases (COX) veio permitir uma melhor compreensão das diferentes vias envolvidas. Alguns estudos confirmaram que existem dois tipos de COX^{76,77}, uma isoforma constitutiva, que é responsável pela biossíntese fisiológica de prostaglandinas, estando nomeadamente associada à homeostase do tecido normal e presente em todos os tecidos. A COX-2, a isoforma induzida, que biossintetiza prostaglandinas, estando associada à inflamação e que aparece em resposta à estimulação de fatores proliferativos, como IL-1 β ou endotoxina⁷⁸.

Sabe-se que durante a cirurgia de catarata, associada à manipulação cirúrgica, pode ocorrer um grau variável de trauma na íris, que sendo um tecido metabolicamente ativo, liberta mediadores inflamatórios. Após a cirurgia, ocorre um processo de resolução fisiológica, que, apesar de lento, suprime progressivamente a inflamação⁷⁹. Por essa razão, em cerca de 90% dos doentes com edema macular após a cirurgia de catarata, ocorre uma resolução espontânea do edema e uma recuperação da AV. Será especificamente nas situações em que o derrame a partir dos vasos perifoveais é mais excessivo que a resolução é mais complicada, levando a um comprometimento irreversível da AV¹⁸.

DIAGNÓSTICO

Os sinais e sintomas do EMC clinicamente significativo

geralmente desenvolvem-se 4 a 12 semanas após a cirurgia, atingindo um pico entre as 4 e as 6 semanas. Habitualmente o doente queixa-se de uma deterioração da AV após um período inicial de melhoria da mesma devido à remoção da catarata^{80,81}. O diagnóstico de EMC geralmente pode ser feito no exame clínico com evidência na observação do fundo ocular de espaços quísticos perifoveais, sendo tradicionalmente confirmado com a AF para documentar o padrão petalóide clássico do derrame perifoveal^{12,13} (Figura 1).

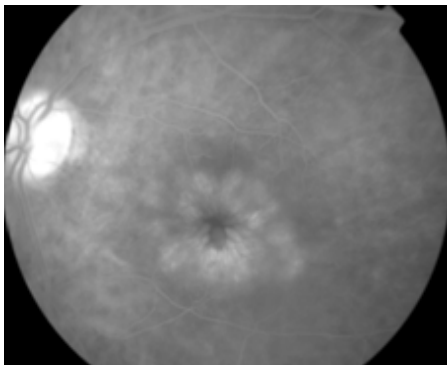


Figura 1: Imagem de AF mostrando o padrão petalóide clássico do derrame perifoveal no EMCP.

Atualmente, a evidência mais objetiva é obtida com o OCT, dado ser um método não-invasivo, e documentar não apenas o padrão do edema, evidenciando claramente os espaços quísticos (Figura 2), como também por permitir quantificar o aumento da espessura da retina facilitando o seguimento da evolução do edema¹⁴.

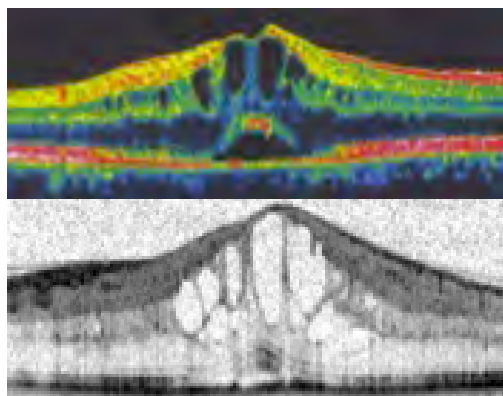


Figura 2: Imagens de OCT mostrando os espaços quísticos típicos do EMCP.

Adicionalmente reconhece-se ainda a vantagem de haver uma melhor correlação entre aumento da espessura medida pelo OCT e AV, do que com as alterações na AF, pelo que o OCT é efetivamente o exame de escolha, não apenas para diagnóstico, na prática clínica diária, com também para seguimento dos doentes^{15,16}. Perante um EMC clínico a abordagem inicial é feita com a introdução de AI tópicos, havendo geralmente uma boa resposta. Alguns casos podem responder mal a este tratamento conservador e persistir por mais de seis meses, surgindo então o conceito de EMC crônico. Nestes casos, a perda de visão associada revela-se uma complicação preocupante.

LIO MULTIFOCAIS

Apesar das LIO multifocais (LIOM) já existirem no mercado

há vários anos, tem sido sobretudo nos últimos anos que progressivamente a sua utilização na cirurgia de catarata tem vindo a aumentar. Este facto deve-se à melhoria contínua em termos de *performance* das mesmas, que foram evoluindo, desde refrativas/difrativas e atualmente também trifocais e acomodativas, mas também porque cada vez mais os doentes procuram a independência de óculos. Assim, este tipo de LIO pode ser usada, não apenas no contexto da existência de catarata, como também em situações em que se pretende, remover o cristalino e substituir por uma LIO para corrigir um erro refrativo, e/ou a perda da acomodação, ou seja na cirurgia refractiva do cristalino.

Assim, e para que o sucesso seja alcançado, a seleção do candidato para este tipo de LIO terá que ser mais criteriosa. O primeiro passo será necessariamente perceber se o doente está motivado para a possibilidade de independência de óculos, entendendo, no entanto, as limitações inerentes a este tipo de LIO e tendo como tal expectativas realistas⁸².

O segundo passo será determinar possíveis comorbilidades oculares. Genericamente, nas LIOM a luz disponível é dividida entre o foco de longe e perto. Por esse motivo, todas as situações que afetam a AV ou a qualidade da visão, são uma contraindicação relativa ou absoluta para este tipo de LIO, tais como, a ambliopia, a patologia da córnea (como o queratocone, leucomas ou distrofia endotelial de Fuchs), a maculopatia (como a degenerescência macular ou retinopatia diabética), o glaucoma e as uveítes^{82,83}. Assim, é necessária uma mais extensa avaliação oftalmológica pré-operatória, incluindo topografia corneana, contagem de células endoteliais, e de preferência OCT. O adequado cálculo da LIO a implantar é outro aspeto de capital importância para o sucesso deste tipo de cirurgia.

Do exposto, pressupõe-se que, no caso concreto de se programar o implante duma LIOM já estão por si só contraindicados os doentes que seriam os doentes considerados de risco para desenvolver EMC, ou seja, nomeadamente diabéticos e doentes com uveítes. Contudo, como se sabe, mesmo em doentes sem outras patologias oculares e mesmo em cirurgias sem intercorrências, a possibilidade de desenvolver EMC existe. Por essa razão quer as medidas profiláticas, quer as terapêuticas para o EMC serão as mesmas quer se trate dum doente com LIO monofocal ou multifocal.

Outro aspeto a considerar será saber se este tipo de LIO está ou não associado a um risco acrescido de desenvolver EMC. Apesar de existirem poucos estudos sobre este tópico, todos apontam para uma incidência baixa e sobreponível à referida para as LIO monofocais, ou seja, 0,12-2%⁸⁴⁻⁸⁶. Nestes estudos, são referidas as mesmas limitações, como, populações com riscos diferentes, uso de diferentes métodos de diagnóstico e critérios de avaliação do EMC, bem como diferentes esquemas profiláticos antes e depois da cirurgia.

Adicionalmente, os estudos existentes sobre comparação de diferentes LIOM relativamente ao desenvolvimento de EMC também mostram não haver diferenças estatisticamente significativas relativamente à sua incidência⁸⁶.

Assim, o âmbito deste capítulo não é falar especificamente sobre as LIOM, mas sim, alertar para a necessidade de não desvalorizar a possibilidade de, mesmo nos doentes em que estas são implantadas, esta complicação – o EMCP, poder ocorrer. Nesse sentido serão referidas as medidas profiláticas e terapêuticas gerais no EMCP, com base no conhecimento atual.

ESTRATÉGIAS GERAIS

O EMC angiográfico não está necessariamente associado a alterações na AV, ou seja, é geralmente assintomático, havendo resolução espontânea na maioria dos casos. Contudo,

em cerca de 1-3% dos casos isso pode não acontecer, ou seja, persistirem as alterações angiográficas, correspondendo ao designado EMC clínico, com sintomas persistentes de diminuição da AV^{81,87}.

Adicionalmente, mesmo o EMC clínico, é na grande maioria dos casos, um distúrbio autolimitado. Contudo, numa pequena percentagem de casos, que dado o número de cirurgias efetuadas anualmente, poderá corresponder a um número significativo de doentes, isso pode não acontecer, podendo resultar uma deterioração visual a longo prazo, que muitas vezes é de difícil tratamento. Assim, é importante refletir sobre os estudos existentes relativos a medidas de prevenção e tratamento do EMC, bem como sobre as recomendações de grandes sociedades oftalmológicas^{25,81,88}.

Como lidar com o EMCP é pois um tópico que deverá preocupar todos os cirurgiões de catarata e refractiva, dado que, tal como referido inicialmente, o objetivo esperado desta cirurgia, é a excelência da visão, tanto mais quando é feita com fins refrativos, mais do que quando apenas se pretende remover uma catarata que se tinha desenvolvido.

Desde há largos anos, que têm vindo a ser publicados inúmeros estudos, com graus de evidência clínica variáveis, que apontam no sentido de mostrar que o uso de AI é útil, não apenas no tratamento do EMCP, como também na sua profilaxia, pelo que o seu uso tem sido uma prática quase universalmente aceite^{87,89,90}. Contudo, como também já referido, nem sempre as populações alvo nesses estudos eram equivalentes, nomeadamente em relação a factores de risco, como ainda, os métodos de diagnóstico nem sempre eram uniformizados^{81,88}. Acresce ainda, que em muitos estudos existe comparação de populações já a fazer diferentes esquemas pré e pós-operatórios. Ou seja, a significância estatística, de muitos desses estudos era duvidosa, pelo que foi permanecendo sempre algum nível de controvérsia^{91,92}. Havia pois, a necessidade premente, de desenvolver um estudo randomizado, de grande dimensão, bem desenhado, que permitisse clarificar, efetivamente, qual o melhor esquema terapêutico, nomeadamente na profilaxia do EMCP^{25,91}. O estudo PREMEDI pretendeu precisamente fornecer *guidelines* baseadas em evidências clínicas para prevenir o EMCP, em doentes diabéticos e não diabéticos, vindo assim preencher essa lacuna. No âmbito deste capítulo, irão ser apresentados os resultados mais relevantes deste estudo, relativamente apenas aos doentes não diabéticos.

Para contextualizar é importante frisar que as abordagens terapêuticas disponíveis para a profilaxia e tratamento do EMCP, sempre foram baseados em teorias assentes na sua patogénese^{55,90}. Ou seja, com base nos diferentes mediadores inflamatórios, envolvidos principalmente as prostaglandinas, a conduta perante o EMCP centrou-se sempre no desenvolvimento de medicamentos para bloquear

esses mediadores e se possível com menores efeitos colaterais, concretamente AINE e AIE⁹³. Os AINE não são seletivos, inibindo quer a COX-1, quer a COX-2^{77,94,95}, enquanto que os AIE interferem com a atividade da fosfolipase A2, inibindo seletivamente a COX-2^{96,97} (Figura 3).

Os AIE são eficazes e sempre foram considerados como a referência para o tratamento da inflamação ocular, mas supostamente estão associados a um aumento da incidência de eventos adversos, incluindo aumento da pressão intra-ocular (PIO), numa pequena percentagem de doentes⁹⁸.

Devido a essa limitação, houve sempre investigação a ser desenvolvida no sentido de encontrar terapêuticas alternativas, com eficácia similar, mas com menos efeitos adversos, nomeadamente os AINE. Adicionalmente, estes têm sobre os AIE a vantagem de contribuir também para o controlo da dor e desconforto durante a cirurgia^{99,100}.

Os diferentes AINE disponíveis apresentam potências variáveis contra a COX-1 e COX-2 na cirurgia da catarata. A especificidade contra a atividade da COX-2 é importante porque é a isoforma da enzima que é considerada como sendo o principal mediador da inflamação ocular^{27,87,90,101-104}. Existem vários AINE aprovados na UE para tratamento da inflamação no pós-operatório da cirurgia de catarata: ketorolac, diclofenac, flurbiprofeno, indometacina, nepafenac e bromfenac¹⁰⁴.

Os dois AINE mais recentes introduzidos no mercado europeu - nepafenac e bromfenac - possuem algumas vantagens potenciais, devido a penetração mais rápida nos tecidos oculares, atendendo à sua maior permeabilidade através da córnea^{90,99,100,105-111}.

As evidências clínicas também já sugeriam que o uso combinado de AIE e AINE era sinérgico, baseado nos diferentes mecanismos de ação dos dois medicamentos^{101-103,112-115}.

Outro ponto de discussão está relacionado com o momento de início do uso de AIE e AINE antes da cirurgia¹². Existem vários estudos que apontam para o benefício do início de AINE antes da cirurgia, nomeadamente na recuperação da AV no pós-operatório imediato¹¹⁶. Adicionalmente o seu uso também está recomendado para prevenção da miose intra-operatória¹⁷⁻¹¹⁹.

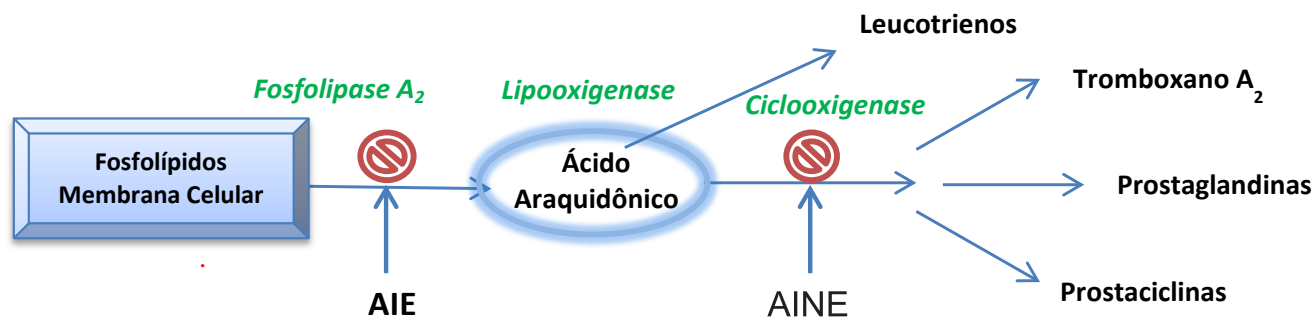


Figura 3 – Cascata do ácido araquidônico e mecanismo de ação dos AIE e AINE.

PROFILAXIA DO EMCP

Como já referido, uma avaliação pré-operatória correta dos doentes, separando-os em “normais” vs “de risco”, e a definição dum tratamento personalizado, com um esquema terapêutico adaptado para cada situação, são fundamentais. Assim, por um lado, caso alguma situação de risco seja identificada, deve-se tentar melhorar ou corrigir, como também, supostamente, esses doentes passam a não ser indicados para implante de LIOM.

Assim, como proceder perante doentes de risco, nomeadamente diabéticos, com uveítes e patologias maculares, não irá ser abordado neste Capítulo. Irá ser proposto apenas o que fazer perante os referidos doentes “normais”.

O estudo PREMEDIATION veio reforçar a necessidade de, mesmo nestes doentes, fazer profilaxia pré-cirúrgica, com AINE ou AIE tópico, pelo menos 2 dias antes da cirurgia e manter até pelo menos 4 semanas após a cirurgia. Veio mostrar que isoladamente o uso de AINE mostrou ser superior ao uso isolado do AIE, quanto à prevenção do EMCP. Contudo o grupo com AINE associado a AIE foi ainda superior na eficácia preventiva, mostrando uma ainda menor incidência de EMCP, pelo que a ideia do sinergismo de mecanismo de ação se confirmou. Neste estudo foi usado como AINE o bromfenac 0,09% 2 vezes/dia e como AIE a dexametasona 0,1% 4 x dia, com redução de 1 gota/semana após a primeira semana.

De notar que relativamente ao uso de AINE tópicos como profiláticos já existiam vários estudos publicados, com grau de evidência elevado, nomeadamente revisões de literatura e meta-análises, que mostravam o benefício perante o EMCP, não apenas clínico, como baseado no OCT^{27,120-124}.

No pós-operatório de qualquer doente, mesmo quando a cirurgia decorreu sem intercorrências, é sempre necessário ainda continuar vigilante. Caso no pós-operatório imediato, se note uma inflamação excessiva, será necessário que alterar ou adaptar o tipo de profilaxia. Ou seja, é muito importante a prevenção da inflamação, considerando mesmo ser um fator chave. Isto quer dizer que, apesar da seleção criteriosa no pré-operatório, poderá aparecer com um doente com mais inflamação, pelo que devemos aumentar a dose de AI, e, obrigatoriamente, se deve passar a vigiar ainda mais apertadamente. Caso esse ajuste de medicação não seja suficiente poder-se-á estar perante um candidato a desenvolver EMCP. Se isso acontecer, passa-se então a fazer tratamento para o efeito.

Outro quadro possível inclui as complicações durante a cirurgia. Ou seja, mesmo num doente em que não se previa, podem ocorrer complicações intra-operatoriamente. Apesar de em teoria o ideal ser evitar as complicações elas podem ocorrer e terão que ser resolvidas se possível, no mesmo ato cirúrgico. Por outro lado, nestes casos, mesmo que estivesse planeado colocar uma LIOM passa a estar contraindicado. Mais uma vez, este doente passa a entrar num grupo de risco acrescido para o desenvolvimento de EMCP, pelo que se terá que, logo de imediato, adaptar a medicação em conformidade, bem como instituir uma vigilância mais apertada. Sendo um candidato a desenvolver EMCP, e caso isso ocorra, passará também a fazer tratamento para o efeito.

TRATAMENTO DO EMCP

Apesar dos esforços de introduzir terapêutica no pré-operatório, dos cuidados durante a cirurgia, do controlo feito no pós-operatório, mesmo assim, existem situações em que o doente apresenta habitualmente entre a 4ª e a 6ª semana uma baixa da AV, tendo como causa um edema macular. Tudo isto se aplica, quer a doentes com LIO monofocal ou multifocal. Toda a evidência aponta para a pertinência de perante

um EMCP instituir um esquema tipo algoritmo. Estão a considerar-se situações em que hipoteticamente já se tinha suspenso a medicação do pós-operatório.

Assim, o primeiro passo será a reintrodução da terapêutica esteróide e não esteróide tópica, com o objetivo de tentar melhorar a AV^{103,122,125}. Esta medida está fundamentada, nas revisões sistemáticas existentes, que referem alguns estudos randomizados, reportando o efeito positivo no EMCP¹²⁶. Os AINE devem ser reintroduzidos numa posologia, de acordo com o anti-inflamatório selecionado, e os AIE pelo menos 4 vezes por dia. Este tratamento será mantido durante cerca de um mês, sendo o doente novamente observado no final deste período. Caso a AV tenha melhorado e o OCT o confirme, significa que a medicação está a ser eficaz, pelo que deve ser mantida durante pelo menos mais 2 meses.

Se ao fim deste mês não houver melhoria há algumas alternativas. Existem estudos diversos, mais uma vez com maior ou menor grau de evidência científica, a favor de um ou outro esquema.

Com base nos estudos de maior evidência científica, bem como nas revisões de literatura e meta-análises, irão ser apresentadas as opções mais aconselhadas. Numa primeira fase pode-se utilizar a acetazolamida, 500mg por dia, durante cerca de um mês^{80,127-129}. Em alternativa pode ser utilizada a injeção subconjuntival/subtenoniana de triamcinolona numa dosagem de 40mg. O uso de corticosteróides perioculares, quando há falência do tratamento tópico, mostrou ter um efeito benéfico¹³⁰. Assim, se o doente responder bem é possível administrar mais 2 ou 3 injeções cada 3 a 6 semanas. Caso a resposta não seja positiva, ou o edema seja inicialmente muito exuberante, ou o doente apresente qualquer outro fator de risco, é possível avançar logo para a injeção intravítrea de triamcinolona, 4mg¹³¹. Este tipo de abordagem permite uma concentração maior de medicamento junto à área macular, que é o objetivo.

O racional para o uso da acetazolamida, inibidora da anidrase carbónica, baseia-se na sua capacidade de induzir a acidificação do espaço subretiniano, e como tal, promover a reabsorção do fluido acumulado na retina, para a coróide, através do EPR. Ou seja, existindo a este nível a BHR externa, com um sistema de transporte ativo, que sendo estimulado, vai permitir drenar o excesso de fluido existente na área macular, contribuindo assim para a melhoria do edema macular^{80,128,129}.

No caso da injeção intravítrea vários estudos confirmam o benefício do uso de triamcinolona^{130,132}. A grande limitação deste tipo de medicação é a necessidade, muitas vezes, de injeções repetidas^{130,133}. Esta situação poderá ser eventualmente melhorada com sistemas de libertação controlada da droga. Atualmente, este tipo de dispositivos é utilizado com benefício, e foram aprovados pela FDA em 2009, para o caso das oclusões venosas de ramo, e das uveítes posteriores não infecciosas. Foram também aprovados para o edema macular após as uveítes e após a cirurgia de catarata nos doentes diabéticos. A eficácia e segurança dum implante de dexametasona para tratar o EMCP pós cirúrgico, incluindo o Síndrome de Irvine-Gass, foram avaliadas num estudo designado por EPISODIC, com resultados favoráveis^{134,135}. Contudo, apesar de serem utilizadas nos doentes diabéticos e nos casos refratários a outros tratamentos^{130,133}, atendendo aos possíveis efeitos secundários, este procedimento deve ser evitado, sobretudo nos doentes não diabéticos, optando-se por outras alternativas.

Os antiangiogénicos, já utilizados no controlo do edema macular diabético, são também propostos para o EMCP, independentemente de o doente ser ou não diabético. Estão

aqui a ser considerados casos que não foram resolvidos com o uso de outro tipo de terapêutica. O VEGF é um indutor potente da alteração da BHR, que ocorre no pós-operatório da cirurgia de catarata, pelo que, hipoteticamente, os antiangiogénicos deveriam contribuir para o controlo do edema macular⁹³. No entanto, os estudos desenvolvidos apresentam resultados controversos¹³⁶. Uma meta-análise considera mesmo que os estudos existentes, sobre o uso de bevacizumab, apresentam um nível de evidência baixo ou muito baixo¹³⁷. Por estas razões, os antiangiogénicos, apesar de poderem ser eficazes em situações de EMCP, o seu uso deve considerado apenas como uma alternativa, em casos em que outras opções não resultem.

Mais recentemente surge também a possibilidade de utilização de terapia imunomoduladora, nomeadamente a utilização de interferon e infliximab, cuja eficácia na resolução do edema macular já foi demonstrada em alguns estudos piloto^{128,138}. Note-se que estas são situações limite, refratárias, em que já se experimentou tudo.

Em última instância poderá ser sempre considerada a cirurgia para tratamento deste tipo de situações. Este procedimento deve também ser realizado quando existem complicações na cirurgia de catarata, nomeadamente, a LIO estar mal posicionada, a pupila estar repuxada, haver vítreo encarcerado, entre outras. Nestas situações a cirurgia é inevitável e deverá ser o primeiro passo. Mesmo que a cirurgia não tenha sido complicada, se o doente já experimentou todas as terapêuticas possíveis e não houve qualquer resposta, poderá eventualmente ser considerada a possibilidade de ser feita uma vitrectomia, cujo racional será de tentar libertar possíveis aderências vítreas que possam existir e remover alguns mediadores inflamatórios^{139,140}. Este procedimento poderá também fazer sentido como tentativa de melhorar o acesso ao polo posterior das terapêuticas tóxicas que se estão a utilizar.

CONCLUSÕES

A facoemulsificação com implante de LIO dobrável é uma das cirurgias mais comumente realizadas. O procedimento é eficiente, e a cirurgia sem intercorrências está geralmente associada a bons resultados visuais.

Com o advento das LIOM e melhoria das suas *performances*, a sua utilização, não apenas na cirurgia de catarata como na cirurgia refractiva do cristalino, passou a ser uma possibilidade a considerar. No entanto, independentemente do tipo de LIO, monofocal ou multifocal, o EMCP pode desenvolver-se e pode resultar numa visão pós-operatória sub-ótima, pelo que apesar da incidência desta complicação ser baixa, dado o número de cirurgias realizadas anualmente em todo o mundo, esta entidade persiste como sendo um problema importante. A explicação mais amplamente aceite para a patogénese do EMCP é a inflamação no segmento anterior associada à rutura do BHA, com conseqüente libertação de mediadores inflamatórios, particularmente prostaglandinas, que difundem para o polo posterior, levando à rutura subsequente da BHR e desenvolvimento do edema macular.

Embora a AF tenha sido considerada indispensável para o diagnóstico do EMCP, o OCT é agora o método de escolha devido ao facto de ser não-invasivo e trazer outras vantagens como medir objetivamente a espessura da retina, que é o parâmetro que se correlaciona melhor com a AV.

As *guidelines* de profilaxia e tratamento do EMCP, que se aplicam independentemente do tipo de LIO, desde sempre se basearam na premissa de que a prevenção da inflamação deve ser o objetivo principal.

Assim, a seleção criteriosa dos doentes, com uma correta avaliação pré-operatória, permite classificá-los como “normais”

ou “de risco”, sendo este passo fundamental. Ao identificar doentes com factores de risco, deve-se corrigir ou melhorar, se possível, bem como adaptar o esquema terapêutico em conformidade. Este passo permite também seleccionar ou não um doente como candidato para uma LIOM.

A abordagem terapêutica habitual quer para a profilaxia, quer para o tratamento, que se aplica independentemente do tipo e LIO, é direcionada para bloquear os mediadores inflamatórios, usando AINE e AIE tópicos.

O estudo PREMED veio reforçar o benefício do uso associado de AINE e AI na prevenção do EMCP.

A maioria dos estudos fornece evidências clínicas de que o uso de AI antes da cirurgia reduz a incidência de EMCP e melhora a AV a curto prazo, embora não seja claro, se essa estratégia também afeta os resultados a longo prazo.

Apesar das medidas instituídas no sentido de prevenir o EMCP este pode ocorrer, pelo que medidas terapêuticas passam a ter que ser implementadas. Estas passam novamente pelo uso de AINE e AIE tópicos, que na maioria das situações permite a sua resolução. Nalguns casos poderão ser necessárias medidas adicionais, médicas, como uso de AI (subtenonianos/subconjuntivais ou intravítreos) ou anti-VEGF intravítreo, ou cirúrgicas, como a vitrectomia, em situações limite.

REFERÊNCIAS

- Linebarger EJ, Hardten DR, Shah GK, Lindstrom RL. Phacoemulsification and modern cataract surgery. *Surv Ophthalmol.* 1999; 44(2): 123–47.
- Gogate PM, Kulkarni SR, Krishnaiah S, Deshpande RD, Joshi SA, Palimkar A, Deshpande MD. Safety and efficacy of phacoemulsification compared with manual small-incision cataract surgery by a randomized controlled clinical trial: six-week results. *Ophthalmology.* 2005; 112(5): 869–74.
- Panchapakesan J, Rochtchina E, Mitchell P. Five-year change in visual acuity following cataract surgery in an older community: the Blue Mountains Eye Study. *Eye (Lond).* 2004; 18(3): 278–82.
- Riaz Y, Mehta JS, Wormald R, Evans JR, Foster A, Ravilla T, Snellingsen, T. Surgical interventions for age-related cataract. *Cochrane Database Syst Rev.* 2006; 4: CD001323.
- Rossetti L, Autelitano A. Cystoid macular edema following cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol.* 2000; 11(1): 65–72.
- Mohammadpour M, Jafarinasab MR, Javadi MA. Outcomes of acute postoperative inflammation after cataract surgery. *Eur J Ophthalmol.* 2007; 17(1): 20–8.
- O'Brien TP. Emerging guidelines for use of NSAID therapy to optimize cataract surgery patient care. *Curr Med Res Opin.* 2005; 21(7): 1131–7.
- Schubert HD. Cystoid macular edema: the apparent role of mechanical factors. *Prog Clin Biol Res.* 1989; 312: 277–91.
- Irvine SR. A newly defined vitreous syndrome following cataract surgery. *Am J Ophthalmol.* 1953; 36(5): 599–619.
- Gass JD, Norton EW. Cystoid macular edema and papilledema following cataract extraction. A fluorescein fundoscopic and angiographic study. *Arch Ophthalmol.* 1966; 76(5): 646–61.
- Irvine AR. Cystoid maculopathy. *Surv Ophthalmol.* 1976; 21(1): 1–17.
- Kim A, Stark WJ. Are Topical NSAIDs Needed for Routine Cataract Surgery? *Am J Ophthalmol.* 2008; 146(4): 483–5.
- Ray S, D'Amico DJ. Pseudophakic cystoid macular edema. *Semin Ophthalmol.* 2002; 17(3–4): 167–80.
- Perente I, Utine CA, Ozturker C, Cakir M, Kaya V, Eren H, Kapran Z, Yilmaz OF. Evaluation of macular changes after uncomplicated phacoemulsification surgery by optical coherence tomography. *Curr Eye Res.* 2007; 32(3): 241–7.
- Biro Z, Balla Z, Kovacs B. Change of foveal and perifoveal thickness measured by OCT after phacoemulsification and IOL implantation.

- Eye (Lond). 2008; 22(1): 8–12.
16. Almeida DR, Johnson D, Hollands H, Smallman D, Baxter S, Eng KT, Kratky V, ten Hove MW, Sharma S, El-Defrawy S. Effect of prophylactic nonsteroidal antiinflammatory drugs on cystoid macular edema assessed using optical coherence tomography quantification of total macular volume after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg.* 2008; 34(1): 64–9.
 17. Bradford JD, Wilkinson CP, Bradford RH. Cystoid macular edema following extracapsular cataract extraction and posterior chamber intraocular lens implantation. *Retina.* 1988; 8(3): 161–4.
 18. Menten J, Erakgun T, Afrashi F, Kerici G. Incidence of cystoid macular edema after uncomplicated phacoemulsification. *Ophthalmologica.* 2003; 217(6): 408–12.
 19. Wetzig PC, Thatcher DB, Christiansen JM. The intracapsular versus the extracapsular cataract technique in relationship to retinal problems. *Trans Am Ophthalmol Soc.* 1979; 77: 339–47.
 20. Levitz L, Reich J, Roberts T V, Lawless M. Incidence of cystoid macular edema: femtosecond laser-assisted cataract surgery versus manual cataract surgery. *J Cataract Refract Surg.* 2015; 41(3): 683–6.
 21. Wright PL, Wilkinson CP, Balyeat HD, Popham J, Reinke M. Angiographic cystoid macular edema after posterior chamber lens implantation. *Arch Ophthalmol.* 1988; 106(6): 740–4.
 22. Miyake K, Masuda K, Shirato S, Oshika T, Eguchi K, Hoshi H, Majima Y, Kimura W, Hayashi F. Comparison of diclofenac and fluorometholone in preventing cystoid macular edema after small incision cataract surgery: a multicentered prospective trial. *Jpn J Ophthalmol.* 2000; 44(1): 58–67.
 23. Ching H-Y, Wong AC, Wong C-C, Woo DC, Chan CW. Cystoid macular oedema and changes in retinal thickness after phacoemulsification with optical coherence tomography. *Eye (Lond).* 2006; 20(3): 297–303.
 24. Lobo CL, Faria PM, Soares MA, Bernardes RC, Cunha-Vaz JG. Macular alterations after small-incision cataract surgery. *J Cataract Refract Surg.* 2004; 30(4): 752–60.
 25. Grzybowski A, Sikorski B, Ascaso F, Huerva V. Pseudophakic cystoid macular edema: update 2016. *Clin Interv Aging.* 2016; 11: 1221–9.
 26. Henderson BA, Kim JY, Ament CS, Ferrufino-Ponce ZK, Grabowska A, Cremers SL. Clinical pseudophakic cystoid macular edema. Risk factors for development and duration after treatment. *J Cataract Refract Surg.* 2007; 33(9): 1550–8.
 27. Rossetti L, Chaudhuri J, Dickersin K. Medical prophylaxis and treatment of cystoid macular edema after cataract surgery. The results of a meta-analysis. *Ophthalmology.* 1998; 105(3): 397–405.
 28. Asano S, Miyake K, Ota I, Sugita G, Kimura W, Sakka Y, Yabe N. Reducing angiographic cystoid macular edema and blood-aqueous barrier disruption after small-incision phacoemulsification and foldable intraocular lens implantation: multicenter prospective randomized comparison of topical diclofenac 0.1% and betamethasone 0.1%. *J Cataract Refract Surg.* 2008; 34(1): 57–63.
 29. Sivaprasad S, Bunce C, Wormald R. Non-steroidal anti-inflammatory agents for cystoid macular oedema following cataract surgery: a systematic review. *Br J Ophthalmol.* 2005; 89(11): 1420–2.
 30. Nelson ML, Martidis A. Managing cystoid macular edema after cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol.* 2003; 14(1): 39–43.
 31. Ursell PG, Spalton DJ, Whitcup SM, Nussenblatt RB. Cystoid macular edema after phacoemulsification: relationship to blood-aqueous barrier damage and visual acuity. *J Cataract Refract Surg.* 1999; 25(11): 1492–7.
 32. Jaffe NS, Clayman HM, Jaffe MS. Cystoid macular edema after intracapsular and extracapsular cataract extraction with and without an intraocular lens. *Ophthalmology.* 1982; 89(1): 25–9.
 33. Pande M V, Spalton DJ, Kerr-Muir MG, Marshall J. Postoperative inflammatory response to phacoemulsification and extracapsular cataract surgery: aqueous flare and cells. *J Cataract Refract Surg.* 1996; 22 Suppl 1: 770–4.
 34. Powe NR, Schein OD, Gieser SC, Tielsch JM, Luthra R, Javitt J, Steinberg EP. Synthesis of the literature on visual acuity and complications following cataract extraction with intraocular lens implantation. Cataract Patient Outcome Research Team. *Arch Ophthalmol.* 1994; 112(2): 239–52.
 35. Bito LZ. Prostaglandins. Old concepts and new perspectives. *Arch Ophthalmol.* 1987; 105(8): 1036–9.
 36. Smith RT, Campbell CJ, Koester CJ, Trokel S, Anderson A. The barrier function in extracapsular cataract surgery. *Ophthalmology.* 1990; 97(1): 90–5.
 37. Tolentino FI, Schepens CL. Edema of posterior pole after cataract extraction. A biomicroscopic study. *Arch Ophthalmol.* 1965; 74(6): 781–6.
 38. Schepens CL, Avila MP, Jalkh AE, Trempe CL. Role of the vitreous in cystoid macular edema. *Surv Ophthalmol.* 1984; 28 Suppl: 499–504.
 39. Oshika T, Yoshimura K, Miyata N. Postsurgical inflammation after phacoemulsification and extracapsular extraction with soft or conventional intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg.* 1992; 18(4): 356–61.
 40. Frost NA, Sparrow JM, Strong NP, Rosenthal AR. Vitreous loss in planned extracapsular cataract extraction does lead to a poorer visual outcome. *Eye (Lond).* 1995; 9 (Pt 4): 446–51.
 41. Balent A, Civerchia LL, Mohamadi P. Visual outcome of cataract extraction and lens implantation complicated by vitreous loss. *J Cataract Refract Surg.* 1988; 14(2): 158–60.
 42. Blomquist PH, Rugwani RM. Visual outcomes after vitreous loss during cataract surgery performed by residents. *J Cataract Refract Surg.* 2002; 28(5): 847–52.
 43. Ah-Fat FG, Sharma MK, Majid MA, Yang YC. Vitreous loss during conversion from conventional extracapsular cataract extraction to phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg.* 1998; 24(6): 801–5.
 44. Spaide RF, Yannuzzi LA, Sisco LJ. Chronic cystoid macular edema and predictors of visual acuity. *Ophthalmic Surg.* 1993; 24(4): 262–7.
 45. Flach AJ. The incidence, pathogenesis and treatment of cystoid macular edema following cataract surgery. *Trans Am Ophthalmol Soc.* 1998; 96: 557–634.
 46. Borne MJ, Tasman W, Regillo C, Malecha M, Sarin L. Outcomes of vitrectomy for retained lens fragments. *Ophthalmology.* 1996; 103(6): 971–6.
 47. Kapusta MA, Chen JC, Lam WC. Outcomes of dropped nucleus during phacoemulsification. *Ophthalmology.* 1996; 103(8): 1184–7.
 48. Rossetti A, Doro D. Retained intravitreal lens fragments after phacoemulsification: complications and visual outcome in vitrectomized and nonvitrectomized eyes. *J Cataract Refract Surg.* 2002; 28(2): 310–5.
 49. Cohen SM, Davis A, Cukrowski C. Cystoid macular edema after pars plana vitrectomy for retained lens fragments. *J Cataract Refract Surg.* 2006; 32(9): 1521–6.
 50. Sheidow TG, Gonder JR. Cystoid macular edema following combined phacoemulsification and vitrectomy for macular hole. *Retina.* 1998; 18(6): 510–4.
 51. Jampol LM. Aphakic cystoid macular edema. A hypothesis. *Arch Ophthalmol.* 1985; 103(8): 1134–5.
 52. Pollack A, Leiba H, Bukelman A, Oliver M. Cystoid macular oedema following cataract extraction in patients with diabetes. *Br J Ophthalmol.* 1992; 76(4): 221–4.
 53. Schmier JK, Halpern MT, Covert DW, Matthews GP. Evaluation of costs for cystoid macular edema among patients after cataract surgery. *Retina.* 2007; 27(5): 621–8.
 54. Henricsson M, Heijl A, Janzon L. Diabetic retinopathy before and after cataract surgery. *Br J Ophthalmol.* 1996; 80(9): 789–93.
 55. Dowler JG, Hykin PG, Lightman SL, Hamilton AM. Visual acuity following extracapsular cataract extraction in diabetes: a meta-analysis. *Eye (Lond).* 1995; 9(Pt 3): 313–7.
 56. Schatz H, Atienza D, McDonald HR, Johnson RN. Severe diabetic retinopathy after cataract surgery. *Am J Ophthalmol.* 1994; 117(3):

- 314–21.
57. Dowler JG, Sehmi KS, Hykin PG, Hamilton AM. The natural history of macular edema after cataract surgery in diabetes. *Ophthalmology*. 1999; 106(4): 663–8.
 58. Okhravi N, Lightman SL, Towler HM. Assessment of visual outcome after cataract surgery in patients with uveitis. *Ophthalmology*. 1999; 106(4): 710–22.
 59. Hooper PL, Rao NA, Smith RE. Cataract extraction in uveitis patients. *Surv Ophthalmol*. 1990; 35(2): 120–44.
 60. Foster RE, Lowder CY, Meisler DM, Zakov ZN. Extracapsular cataract extraction and posterior chamber intraocular lens implantation in uveitis patients. *Ophthalmology*. 1992; 99(8): 1234–41.
 61. Jampol LM. Cystoid macular edema following cataract surgery. *Arch Ophthalmol*. 1988; 106(7): 894–5.
 62. Miyake K. Prevention of cystoid macular edema after lens extraction by topical indomethacin (I). A preliminary report. *Albrecht Von Graefes Arch Klin Exp Ophthalmol*. 1977; 203(2): 81–8.
 63. Miyake K, Sakamura S, Miura H. Long-term follow-up study on prevention of aphakic cystoid macular oedema by topical indomethacin. *Br J Ophthalmol*. 1980; 64(5): 324–8.
 64. Stark WJ, Maumenee AE, Fagadaw W, Datiles M, Baker CC, Worthen D, Klein P, Auer C. Cystoid macular edema in pseudophakia. *Surv Ophthalmol*. 1984; 28 Suppl: 442–51.
 65. Miyake K, Ibaraki N. Prostaglandins and cystoid macular edema. *Surv Ophthalmol*. 2002; 47 Suppl 1: S203–18.
 66. Cunha-Vaz JG, Travassos A. Breakdown of the blood-retinal barriers and cystoid macular edema. *Surv Ophthalmol*. 1984; 28 Suppl: 485–92.
 67. Miyake K. Vitreous fluorophotometry in aphakic or pseudophakic eyes with persistent cystoid macular edema. *Jpn J Ophthalmol*. 1985; 29(2): 146–52.
 68. Hudes GR, Li WY, Rockey JH, White P. Prostacyclin is the major prostaglandin synthesized by bovine retinal capillary pericytes in culture. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1988; 29(10): 1511–6.
 69. Tso MO. Pathology of cystoid macular edema. *Ophthalmology*. 1982; 89(8): 902–15.
 70. Mondino BJ, Nagata S, Glosky MM. Activation of the alternative complement pathway by intraocular lenses. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1985; 26(6): 905–8.
 71. Yousufzai SY, Abdel-Latif AA. Effects of platelet-activating factor on the release of arachidonic acid and prostaglandins by rabbit iris smooth muscle. Inhibition by calcium channel antagonists. *Biochem J*. 1985; 228(3): 697–706.
 72. Malecaze F, Chollet P, Cavoires E, Vita N, Arné JL, Ferrara P. Role of interleukin 6 in the inflammatory response after cataract surgery. An experimental and clinical study. *Arch Ophthalmol*. 1991; 109(12): 1681–3.
 73. Bazan NG, Allan G. Signal transduction and gene expression in the eye: a contemporary view of the pro-inflammatory, anti-inflammatory and modulatory roles of prostaglandins and other bioactive lipids. *Surv Ophthalmol*. 1997; 41 Suppl 2: S23–34.
 74. Nussler AK, Billiar TR. Inflammation, immunoregulation, and inducible nitric oxide synthase. *J Leukoc Biol*. 1993; 54(2): 171–8.
 75. Abdel-Latif AA, Zhang Y, Yousufzai SY. Endothelin-1 stimulates the release of arachidonic acid and prostaglandins in rabbit iris sphincter smooth muscle: activation of phospholipase A2. *Curr Eye Res*. 1991; 10(3): 259–65.
 76. Raz A, Wyche A, Needleman P. Temporal and pharmacological division of fibroblast cyclooxygenase expression into transcriptional and translational phases. *Proc Natl Acad Sci USA*. 1989; 86(5): 1657–61.
 77. Fu JY, Masferrer JL, Seibert K, Raz A, Needleman P. The induction and suppression of prostaglandin H2 synthase (cyclooxygenase) in human monocytes. *J Biol Chem*. 1990; 265(28): 16737–40.
 78. Kim SJ, Flach AJ, Jampol LM. Nonsteroidal anti-inflammatory drugs in ophthalmology. *Surv Ophthalmol*. 2010; 55(2): 108–33.
 79. Augustin A, Loewenstein KB. General Pathophysiology. In: Coscas G, editor. *Macular Edema*. Devel Ophth. Basel: Karger; 2010. p. 10–26.
 80. Loewenstein ZD. Postsurgical Macular Edema. In: Coscas G, editor. *Macular Edema*. Devel Ophth. Basel: Karger; 2010. p. 148–59.
 81. Lobo C. Pathogenesis of Pseudophakic Cystoid Macular Oedema. *Eur Ophthalmic Rev*. 2012; 6(3): 178–84.
 82. Assil K, Christian W, et al. Section VII Patient Selection and Education. In: Chang DF, editor. *Mastering Refractive IOLs: The Art and Science*. Thorofare, USA: Slack Incorporated; 2008. p. 331–431.
 83. Kohnen T, Kook D, Auffarth GU, Derhartunian V. Use of multifocal intraocular lenses and criteria for patient selection. *Ophthalmologe*. 2008; 105(6): 527–32.
 84. Piovella M, Bosc J-M. Clinical evaluation of the OptiVis™ multifocal intraocular lens. *Adv Ther*. 2011; 28(11): 1012–20.
 85. Negishi K, Nagamoto T, Hara E, Kurosaka D, Bissen-Miyajima H. Clinical evaluation of a five-zone refractive multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*. 1996; 22(1): 110–5.
 86. Pinto-Bonilla JC, Olmo-Jimeno Ad, Llovet-Osuna F, Beltrán J, Baviera-Sabater J, Hernández-Galilea, E. Multifocal intraocular lenses and cystoid macular edema: a multicenter study. *J Emmetropia*. 2013; 4: 73–8.
 87. Solomon LD. Efficacy of topical flurbiprofen and indomethacin in preventing pseudophakic cystoid macular edema. Flurbiprofen-CME Study Group I. *J Cataract Refract Surg*. 1995; 21(1): 73–81.
 88. Lobo C. Pseudophakic Cystoid Macular Edema. *Ophthalmologica*. 2012; 227(2): 61–7.
 89. Cervantes-Coste G, Sánchez-Castro YG, Orozco-Carroll M, Mendoza-Schuster E, Velasco-Barona C. Inhibition of surgically induced miosis and prevention of postoperative macular edema with nepafenac. *Clin Ophthalmol*. 2009; 3: 219–26.
 90. Wolf EJ, Braunstein A, Shih C, Braunstein RE. Incidence of visually significant pseudophakic macular edema after uneventful phacoemulsification in patients treated with nepafenac. *J Cataract Refract Surg*. 2007; 33(9): 1546–9.
 91. Wielders LH, Lambermont VA, Schouten JS, van den Biggelaar FJ, Worthy G, Simons RW, Winkens B, Nuijts RM. Prevention of Cystoid Macular Edema After Cataract Surgery in Nondiabetic and Diabetic Patients: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Am J Ophthalmol*. 2015; 160(5): 968–981.e33.
 92. Wielders LH, Schouten JS, Nuijts RM. Prevention of macular edema after cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol*. 2018; 29(1): 48–53.
 93. Rothova A. Inflammatory cystoid macular edema. *Curr Opin Ophthalmol*. 2007; 18(6): 487–92.
 94. Masferrer JL, Reddy ST, Zweifel BS, Seibert K, Needleman P, Gilbert RS, Herschman HR. In vivo glucocorticoids regulate cyclooxygenase-2 but not cyclooxygenase-1 in peritoneal macrophages. *J Pharmacol Exp Ther*. 1994; 270(3): 1340–4.
 95. Masferrer JL, Kulkarni PS. Cyclooxygenase-2 inhibitors: a new approach to the therapy of ocular inflammation. *Surv Ophthalmol*. 1997; 41 Suppl 2: S35–40.
 96. Kujubu DA, Fletcher BS, Varnum BC, Lim RW, Herschman HR. TIS10, a phorbol ester tumor promoter-inducible mRNA from Swiss 3T3 cells, encodes a novel prostaglandin synthase/cyclooxygenase homologue. *J Biol Chem*. 1991; 266(20): 12866–72.
 97. O'Banion MK, Sadowski HB, Winn V, Young DA. A serum- and glucocorticoid-regulated 4-kilobase mRNA encodes a cyclooxygenase-related protein. *J Biol Chem*. 1991; 266(34): 23261–7.
 98. McGhee CNJ, Dean S, Danesh-Meyer H. Locally administered ocular corticosteroids: benefits and risks. *Drug Saf*. 2002; 25(1): 33–55.
 99. Roberts CW, Brennan KM. A comparison of topical diclofenac with prednisolone for postcataract inflammation. *Arch Ophthalmol*. 1995; 113(6): 725–7.
 100. Rossetti L, Bujtar E, Castoldi D, Torrazza C, Orzalesi N. Effectiveness of diclofenac eyedrops in reducing inflammation and the incidence of cystoid macular edema after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*. 1996; 22 Suppl 1: 794–9.

101. Heier JS, Topping TM, Baumann W, Dirks MS, Chern S. Ketorolac versus prednisolone versus combination therapy in the treatment of acute pseudophakic cystoid macular edema. *Ophthalmology*. 2000; 107(11): 2034–8; discussion 2039.
102. Warren KA, Bahrani H, Fox JE. NSAIDs in combination therapy for the treatment of chronic pseudophakic cystoid macular edema. *Retina*. 2010; 30(2): 260–6.
103. Simone JN, Whitacre MM. Effects of anti-inflammatory drugs following cataract extraction. *Curr Opin Ophthalmol*. 2001; 12(1): 63–7.
104. Yavas GF, Oztürk F, Küsbeci T. Preoperative topical indomethacin to prevent pseudophakic cystoid macular edema. *J Cataract Refract Surg*. 2007; 33(5): 804–7.
105. Walters T, Raizman M, Ernest P, Gayton J, Lehmann R. In vivo pharmacokinetics and in vitro pharmacodynamics of nepafenac, amfenac, ketorolac, and bromfenac. *J Cataract Refract Surg*. 2007; 33(9): 1539–45.
106. Maxwell WA, Reiser HJ, Stewart RH, Cavanagh HD, Walters TR, Sager DP, Meuse PA. Nepafenac dosing frequency for ocular pain and inflammation associated with cataract surgery. *J Ocul Pharmacol Ther*. 2008; 24(6): 593–9.
107. Nardi M, Lobo C, Bereczki A, Cano J, Zagato E, Potts S, Sullins G, Notivol R. Analgesic and anti-inflammatory effectiveness of nepafenac 0.1% for cataract surgery. *Clin Ophthalmol*. 2007; 1(4): 527–33.
108. Donnenfeld ED, Holland EJ, Stewart RH, Gow JA, Grillone LR; Bromfenac Ophthalmic Solution 0.09% (Xibrom) Study Group. Bromfenac ophthalmic solution 0.09% (Xibrom) for postoperative ocular pain and inflammation. *Ophthalmology*. 2007; 114(9): 1653–62.
109. Cho H, Wolf KJ, Wolf EJ. Management of ocular inflammation and pain following cataract surgery: focus on bromfenac ophthalmic solution. *Clin Ophthalmol*. 2009; 3: 199–210.
110. Ahuja M, Dhake AS, Sharma SK, Majumdar DK. Topical ocular delivery of NSAIDs. *AAPS J*. 2008; 10(2): 229–41.
111. Singh R, Alpern L, Jaffe GJ, Lehmann RP, Lim J, Reiser HJ, Sall K, Walters T, Sager D. Evaluation of nepafenac in prevention of macular edema following cataract surgery in patients with diabetic retinopathy. *Clin Ophthalmol*. 2012; 6: 1259–69.
112. McColgin AZ, Heier JS. Control of intraocular inflammation associated with cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol*. 2000; 11(1): 3–6.
113. Flach AJ. Topical nonsteroidal antiinflammatory drugs in ophthalmology. *Int Ophthalmol Clin*. 2002; 42(1): 1–11.
114. Miyake K. Nonsteroidal anti-inflammatory agents in cataract intraocular lens surgery. *Curr Opin Ophthalmol*. 1995; 6(1): 62–5.
115. Canadian Ophthalmological Society Cataract Surgery Clinical Practice Guideline Expert Committee. Canadian Ophthalmological Society evidence-based clinical practice guidelines for cataract surgery in the adult eye. *Can J Ophthalmol*. 2008; 43 Suppl 1: S7–57.
116. Donnenfeld ED, Perry HD, Wittmann JR, Solomon R, Nattis A, Chou T. Preoperative ketorolac tromethamine 0.4% in phacoemulsification outcomes: pharmacokinetic-response curve. *J Cataract Refract Surg*. 2006; 32(9): 1474–82.
117. Snyder RW, Siekert RW, Schwiegerling J, Donnenfeld E, Thompson P. Acular as a single agent for use as an antimiotic and anti-inflammatory in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2000; 26(8): 1225–7.
118. Stewart R, Grosserode R, Cheetham JK, Rosenthal A. Efficacy and safety profile of ketorolac 0.5% ophthalmic solution in the prevention of surgically induced miosis during cataract surgery. *Clin Ther*. 1999; 21(4): 723–32.
119. Roberts CW. Comparison of diclofenac sodium and flurbiprofen for inhibition of surgically induced miosis. *J Cataract Refract Surg*. 1996; 22 Suppl 1: 780–7.
120. Almeida DR, Khan Z, Xing L, Bakar SN, Rahim K, Urton T, El-Defrawi SR. Prophylactic nepafenac and ketorolac versus placebo in preventing postoperative macular edema after uneventful phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg*. 2012; 38(9): 1537–43.
121. Lee TH, Choi W, Ji YS, Yoon KC. Comparison of ketorolac 0.45% versus diclofenac 0.1% for macular thickness and volume after uncomplicated cataract surgery. *Acta Ophthalmol*. 2016; 94(3): e177–82.
122. Kim SJ, Schoenberger SD, Thorne JE, Ehlers JP, Yeh S, Bakri SJ. Topical Nonsteroidal Anti-inflammatory Drugs and Cataract Surgery. *Ophthalmology*. 2015; 122(11): 2159–68.
123. Wang QW, Yao K, Xu W, Chen PQ, Shentu X, Xie X, Weng Y, Zhang L, Jin CF, Wu W, Zhu YN, Yu YH. Bromfenac Sodium 0.1%, Fluorometholone 0.1% and Dexamethasone 0.1% for Control of Ocular Inflammation and Prevention of Cystoid Macular Edema after Phacoemulsification. *Ophthalmologica*. 2013; 229(4): 187–94.
124. Shorstein NH, Liu L, Waxman MD, Herrinton LJ. Comparative Effectiveness of Three Prophylactic Strategies to Prevent Clinical Macular Edema after Phacoemulsification Surgery. *Ophthalmology*. 2015; 122(12): 2450–6.
125. Guo S, Patel S, Baumrind B, Johnson K, Levinsohn D, Marcus E, Tannen B, Roy M, Bhagat N, Zarbin M. Management of pseudophakic cystoid macular edema. *Surv Ophthalmol*. 2015; 60(2): 123–37.
126. Sivaprasad S, Bunce C, Crosby-Nwaobi R. Non-steroidal anti-inflammatory agents for treating cystoid macular oedema following cataract surgery. *Cochrane Database Syst Rev*. 2012; (2): CD004239.
127. Daien V, Papinaud L, Domerg C, Lacombe S, Daures JP, Villain M. Incidence and Characteristics of Cystoid Macular Edema after Cataract Surgery. *Ophthalmology*. 2016; 123(3): 663–4.
128. Tranos PG, Wickremasinghe SS, Stangos NT, Topouzis F, Tsinopoulos, Pavesio CE. Macular edema. *Surv Ophthalmol*. 2004; 49(5): 470–90.
129. Catier A, Tadayoni R, Massin P, Gaudric A. [Advantages of acetazolamide associated with anti-inflammatory medications in postoperative treatment of macular edema]. *J Fr Ophtalmol*. 2005; 28(10): 1027–31.
130. Conway MD, Canakis C, Livir-Rallatos C, Peyman GA. Intravitreal triamcinolone acetonide for refractory chronic pseudophakic cystoid macular edema. *J Cataract Refract Surg*. 2003; 29(1): 27–33.
131. Benhamou N, Massin P, Haouchine B, Audren F, Tadayoni R, Gaudric A. Intravitreal triamcinolone for refractory pseudophakic macular edema. *Am J Ophthalmol*. 2003; 135(2): 246–9.
132. Jonas JB, Kreissig I, Degenring RF. Intravitreal triamcinolone acetonide for pseudophakic cystoid macular edema. *Am J Ophthalmol*. 2003; 136(2): 384–6.
133. Boscia F, Furino C, Dammacco R, Ferreri P, Sborgia L, Sborgia C. Intravitreal triamcinolone acetonide in refractory pseudophakic cystoid macular edema: functional and anatomic results. *Eur J Ophthalmol*. 2005; 15(1): 89–95.
134. Belloq D, Korobelnik JF, Burillon C, Voirin N, Dot C, Souied E, Conrath J, Milazzo S, Massin P, Baillif S, Kodjikian L. Effectiveness and safety of dexamethasone implants for post-surgical macular oedema including Irvine-Gass syndrome: the EPISODIC study. *Br J Ophthalmol*. 2015; 99(7): 979–83.
135. Belloq D, Pierre-Kahn V, Matonti F, Burillon C, Voirin N, Dot C, Akesbi J, Milazzo S, Baillif S, Soler V, Wolff B, Scemama C, Malclès A, Weber M, Kodjikian L. Effectiveness and safety of dexamethasone implants for postsurgical macular oedema including Irvine-Gass syndrome: the EPISODIC-2 study. *Br J Ophthalmol*. 2017; 101(3): 333–41.
136. Spitzer MS, Ziemssen F, Yoeuek E, Petermeier K, Aisenbrey S, Szurman P. Efficacy of intravitreal bevacizumab in treating postoperative pseudophakic cystoid macular edema. *J Cataract Refract Surg*. 2008; 34(1): 70–5.
137. Falavarjani GK, Parvaresh M-M, Modarres M, Hashemi M, Samiy N. Intravitreal bevacizumab for pseudophakic cystoid macular edema; a systematic review. *J Ophthalmic Vis Res*. 2012; 7(3): 235–9.
138. Wu L, Arevalo JF, Hernandez-Bogantes E, Roca JA. Intravitreal infliximab for refractory pseudophakic cystoid macular edema: results of the Pan-American Collaborative Retina Study Group. *Int*

- Ophthalmol. 2012; 32(3): 235-43.
139. Fung WE. Vitrectomy for chronic aphakic cystoid macular edema. Results of a national, collaborative, prospective, randomized investigation. *Ophthalmology*. 1985; 92(8): 1102-11.
140. Harbour JW, Smiddy WE, Rubsamen PE, Murray TG, Davis JL, Flynn HW. Pars plana vitrectomy for chronic pseudophakic cystoid macular edema. *Am J Ophthalmol*. 1995; 120(3): 302-7.

Lo que no ha progresado y perspectivas futuras

Fernando Soler Ferrandez¹ y Oscar Asis Vainer²

1 - Innova Ocular, Clínica Dr. Soler, Elche, España

2 - Perpetuo Socorro, Las Palmas, España

INTRODUCCION

A la hora de ponernos a escribir un trabajo, un artículo, un capítulo de un libro, nos embarga una bonita sensación de euforia, de alegría: vamos a compartir con compañeros el fruto de nuestro trabajo. El esfuerzo dedicado a desarrollar determinada técnica, por ejemplo, se vera recompensado por la satisfacción de considerar que estos pequeños aportes pueden haber contribuido al crecimiento de esta querida especialidad. No es este el caso, en esta oportunidad nos dedicaremos a recapitular fracasos. Actos fallidos profesionales y empresariales que seguramente, también requirieron mucho esfuerzo, trabajo e ingentes inversiones. Ojala sirvan estas líneas como reconocimiento a dichas actividades, es nuestra humilde intención evitar que caigan en el olvido.

ACOMODACION

La cornea tiene un poder dioptrico fijo ya que, ni su forma ni su índice refractivo cambian durante el proceso de la visión. El cristalino, es el componente óptico responsable de ajustar el foco para objetos localizados a diferentes distancias, a este fenómeno se le llama acomodación. Desde el punto de vista de la ingeniería óptica, se entienden muy bien los procesos a través de los cuales el ojo enfoca imágenes en un rango de lejos a cerca en la retina. Ahora, cuando se trata de explicar el fenómeno de la acomodación *in vivo*, la analogía del ojo humano con los instrumentos ópticos se torna más difícil. Se fabrican equipos con claros paralelismos con el ojo, cámaras de foto, por ejemplo, que contienen partes ópticas móviles: lentes, espejos, prismas que en conjunto actúan para modificar la distancia focal. El ojo humano es diferente, posee una lente deformable: el cristalino, que cambia su poder dioptrico variando su forma y su índice refractivo, acomoda. Desde el punto de vista fisiológico el proceso de acomodación es aun, un tópico sujeto a discusión. Llegados a este punto, nos parece necesario, para poder entender mejor luego las distintas técnicas quirúrgicas postuladas, hacer alusión a las diferentes teorías propuestas sobre la acomodación.

Helmholtz, describió la capsula cristalina como una bolsa deformable, suspendida por las fibras zonulares. La relajación – contracción de las zonulas, como consecuencia de la tensión del músculo ciliar es lo que produce la acomodación. Esta hipótesis data de 1855. Los estudios realizados a posteriori con equipamientos más modernos, permiten poner en tela de juicio dicha teoría.

Koretz *et al.* encontraron que, la inserción de las fibras zonulares varía con la edad. Con el envejecimiento esta se va desplazando hacia el centro de la capsula, producto de ello proponen que, la presbicia puede deberse a un desorden geométrico en el cual la causa prevalente sería el cambio en tamaño y relación angular entre el cristalino y la zonula. Glasser *et al.* trabajando con cristalinios *in vitro*, remarcan la importancia del endurecimiento del cristalino con el paso de los años, adjudicándole a este hecho la causa fundamental

de la presbicia.

Schachar, desarrolla una teoría sobre la acomodación, opuesta a la de Helmholtz y similares. Su argumento se basa en el hecho de considerar que, la tensión de las fibras zonulares aumenta el poder acomodativo del cristalino en vez de disminuirlo.

CLASIFICACION

Los procedimientos encaminados a corregir quirúrgicamente la presbicia, se han aplicado en cuatro estructuras del ojo: esclera, cornea, cámara anterior y cristalino.

1 – Esclera

Apoyándose en la teoría de Schachar, surgieron una serie de técnicas quirúrgicas con la finalidad de expandir el anillo escleral a la altura del cuerpo ciliar.

Estas se desarrollaron por tres vías distintas con sus respectivas variaciones: incisiones, implantes y ablaciones con láser.

1.1 – incisiones, esclerotomía ciliar anterior

Histológicamente, el cristalino es de origen ectodérmico y crece a lo largo de toda la vida, aumentando su tamaño en todas las dimensiones. La esclera, viene del mesodermo y esto hace que no tenga la misma evolución del cristalino o sea, en algún momento deja de crecer. Esta disparidad evolutiva produce un estrechamiento gradual y progresivo del espacio entre el ecuador del cristalino y el cuerpo ciliar/esclera, con la consiguiente laxitud de las fibras zonulares (figura 1).

Tomando como punto de partida lo anteriormente expuesto,

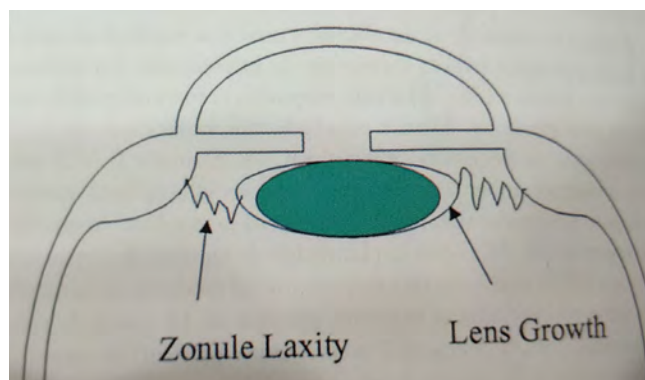


Figura 1:

Fukasaku y Thornton, proponen su técnica quirúrgica para la corrección de la presbicia, basándose en volver a tensar las fibras zonulares (figura 2). Originalmente fue descrita como ocho incisiones radiales equidistantes de la conjuntiva y la esclera sobre el cuerpo ciliar en cada uno de los cuadrantes oblicuos. Posteriormente la técnica evolucionó a dos incisiones esclerales puras por cuadrante sumadas a peritomías limbares en los cuadrantes oblicuos. La regresión

del efecto obtenido debido a la contracción de las heridas con ambas técnicas, sugirió la adición de un material para mantener la incisión abierta, así nació la esclerotomía ciliar anterior con implante de tapones de expansión escleral, el material elegido fue la silicona. Otro autor, William Jory, prefirió el titanio.

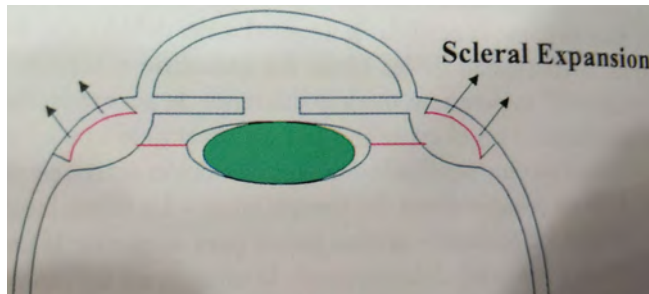


Figura 2



Figura 4

1.2 – implantes

Independientemente del material y del equipamiento quirúrgico utilizado, la técnica de implantación de bandas esclerales es similar (Figura 3). Se practican cuatro tuneles esclerales, uno por cuadrante a 2.75 - 3.25 mm del limbo ayudados, como en este caso por el presby drive (Figuras 4, 5 e 6). Una vez creados los tuneles, se procede a implantar en su interior los segmentos. Los más empleados, según técnica original de schachar, fueron de pmma (Figura 7). Baykoff, opto por modificar la arquitectura del implante (Figura 8).



Figura 3



Figura 5

1.3 – laser

Basado en el hecho que, todas las técnicas anteriores presentaron una regresión de hasta un 90% luego de tres a doce meses de postoperatorio, surge el procedimiento con laser para la regresión de la presbicia. La desarrollaron lin y kadambi en colaboración con surgi lighth y opti vision. La aplicación de dos barreras de laser infrarrojo por cuadrante, produciría un aumento de elasticidad del anillo escleral en la zona ablacionada (Figura 9).

2 – Cornea

Diferentes cirugías para la corrección de la presbicia se han aplicado sobre la cornea, con la finalidad de: alterar su curvatura, modificarle su asfericidad, cambiarle al ojo los patrones aberrométricos elegimos los puntos suspensivos por considerar que este capítulo aun no ha concluido.



Figura 6

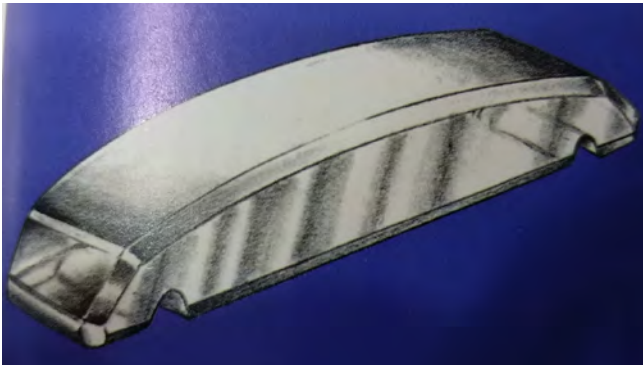


Figura 7



Figura 8

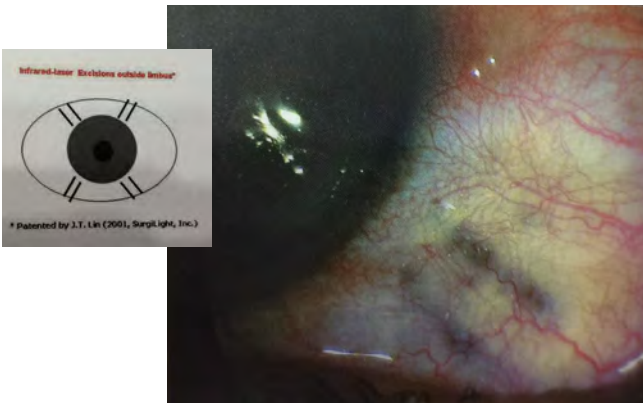


Figura 9

Las alternativas que han quedado desfasadas, pueden clasificarse en: incisionales, cicatriciales y ablacionales.

2.1 - incisionales

Posiblemente, la queratotomía hexagonal fue una de las primeras intervenciones que se practicaron sobre la cornea, inicialmente para corregir hipermetropía, secundariamente presbicia. Consistía en realizar una serie de incisiones rectas sobre la cornea media que, al unirse formaban un hexágono. Con el aporte del microqueratomo, se intentó un corte muy grueso, más de 400 micras de espesor, lo que teóricamente generaba una ectasia controlada, que mejoraba la visión próxima: hipermetrópica – presbita. Como se puede entender de lo expuesto, tratamientos muy poco reproducibles y de impredecibles resultados.

2.3 - cicatriciales

Las técnicas térmicas para que se encoja el colágeno corneal periférico y producto de ello, se incurva la cornea central, con la consiguiente mejora de la visión cercana, pueden ser realizadas con o sin láser. Se trata siempre de una cirugía en un solo ojo, buscando monovisión.

Historicamente, dos tipos diferentes de láser se han aplicado para tal fin. Un diodo de contacto, rodstock prolaser de onda continua (Figura 10) y un holmio yag de no contacto sunrise hyperion ltk (Figura 11). Por haber recibido refractec algunas aprobaciones de la FDA, probablemente la queratoplastia conductiva haya sido el procedimiento de contracción del colágeno más popular. Mendez, introdujo la radiofrecuencia como técnica no ablativa, sin láser, con la finalidad de generar una cicatriz en el estroma corneal periférico, provocando un incurvamiento central miópico de la misma (Figura 12). Este efecto se consigue introduciendo una aguja - conductor en la cornea periférica que aplica una temperatura de 65 – 75 grados, lo que produce una desnaturalización intermedia del colágeno (Figura 13), con el consiguiente efecto cincha.



Figura 10



Figura 11

2.3: - ablacionales

La presbicia no podía quedar al margen de la revolución que significó el láser excimer, en el tratamiento de los distintos defectos refractivos del ojo. Vinciguerra ideó una máscara que permitía una ablación en semiluna en la cornea inferior. Distintos autores, tomando como punto de partida la técnica lasik realizan una ablación multifocal de la cornea. Avalos talla en el lecho estromal de un lasik, un perfil de tratamiento bifocal, dejando el área central miópica para la visión próxima al igual que agarwai. En contraposición, Ruiz deja la zona central para lejos.

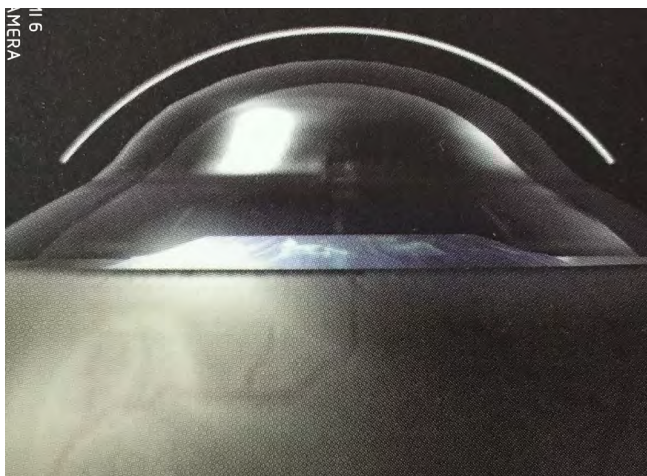


Figura 12



Figura 13

3 – Cámara anterior

Aprovechando la experiencia que tenía con las lio de cámara anterior para la corrección de la miopía Baikoff, desarrolla una lente similar, de soporte angular, plegable, bifocal, refractiva , con la idea de tratar la presbicia: gbr/vivarte (Figura 14).



Figura 14

4 – Cristalino

La sustitución del cristalino presbita por una lente intraocular multifocal, es el presente. Siendo el procedimiento de vigente actualidad , no abundaremos en su trato. Atrás quedaron algunas protesis implantadas inicialmente, precursoras de las actuales.

PERSPECTIVAS FUTURAS

Ardua tarea la de futurologo.

Partiendo de la base que el cristalino es uno de los actores protagonista en la película de la presbicia, este no debería quedar fuera de ninguna especulación futura.

BIBLIOGRAFIA

1. Grzybowski A, Schachar RA, Gaca-Wysocka M, Schachar IH, Kamangar F, Pierscionek BK. Mechanism of accommodation assessed by change in precisely registered ocular images associated with concurrent change in auto-refraction. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2018; 256(2): 395–402.
2. Schachar RA, Kamangar F. Sclera does not change its shape during accommodation. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2017; 37(5): 624–625.
3. Schachar RA. Gravity Does Not Affect Lens Position During Accommodation. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2016; 57(11): 4566–7.
4. Schachar RA. Human Accommodative Ciliary Muscle Configuration Changes Are Consistent With Schachar's Mechanism of Accommodation. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2015; 56(10): 6075.
5. Schachar RA, Kamangar F. Image registration required for magnetic resonance imaging experiments of accommodation. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2013; 54(3): 1857–8.
6. Schachar RA. Comment on 'diminished ciliary muscle movement on accommodation in myopia' by S. Joen, W.K. Lee, L. Lee and N.J. Moon [Exp. Eye Res. 105 (2012) 9–14]. *Exp Eye Res*. 2013; 115: 276–7.
7. Schachar RA. Analysis of accommodative lens movement limited by quality of underlying data. *J Cataract Refract Surg*. 2011; 37(11): 2088.
8. Schachar RA. Finite element analysis and the Schachar mechanism of accommodation. *J Cataract Refract Surg*. 2011; 37(5): 979.
9. Schachar RA, Kamangar F, Pierscionek BK. Changes in lens dimensions and refractive index with age and accommodation. *Optom Vis Sci*. 2008; 85(4): 281–2; author reply 282–3.
10. Schachar RA, Koivula A. The stress on the anterior lens surface during human in vivo accommodation. *Br J Ophthalmol*. 2008; 92(3): 348–50.
11. Schachar RA, Pierscionek BK. Lens hardness not related to the age-related decline of accommodative amplitude. *Mol Vis*. 2007; 13: 1010–1.
12. Schachar RA, Davila C, Pierscionek BK, Chen W, Ward WW. The effect of human in vivo accommodation on crystalline lens stability. *Br J Ophthalmol*. 2007; 91(6): 790–3.
13. Schachar RA. Effect of change in central lens thickness and lens shape on age-related decline in accommodation. *J Cataract Refract Surg*. 2006; 32(11): 1897–8; author reply 1898.
14. Abolmaali A, Schachar RA, Le T. Sensitivity study of human crystalline lens accommodation. *Comput Methods Programs Biomed*. 2007; 85(1): 77–90.
15. Schachar RA. The mechanism of accommodation and presbyopia. *Int Ophthalmol Clin*. 2006; 46(3): 39–61.
16. Schachar RA, Abolmaali A, Le T. Insights into the age-related decline in the amplitude of accommodation of the human lens using a non-linear finite-element model. *Br J Ophthalmol*. 2006; 90(10): 1304–9.
17. Schachar RA, Fygenon DK. Topographical changes of biconvex objects during equatorial traction: an analogy for accommodation of the human lens. *Br J Ophthalmol*. 2007; 91(12): 1698–703.
18. Schachar RA. Assessing intraocular lens accommodation. *J Cataract Refract Surg*. 2006; 32(5): 702–4; author reply 704–5.
19. Schachar RA. The cornea is stable during accommodation. *J Cataract Refract Surg*. 2006; 32(3): 376.
20. Schachar RA, Kamangar F. Proper evaluation of accommodating IOLs. *J Cataract Refract Surg*. 2006; 32(1): 4–6.

21. Fukasaku H, Marron JA. Anterior ciliary sclerotomy with silicone expansion plug implantation: effect on presbyopia and intraocular pressure. *Int Ophthalmol Clin.* 2001; 41(2): 133–41.
22. Tunc Z, Helvacioğlu F, Ercalík Y, Baikoff G, Sencan S. Supraciliary contraction segments: a new method for the treatment of presbyopia. *Indian J Ophthalmol.* 2014; 62(2): 116–23.
23. Baikoff G. Surgical treatment of presbyopia: scleral, corneal, and lenticular. *Curr Opin Ophthalmol.* 2004; 15(4): 365–9.
24. Baikoff G, Matach G, Fontaine A, Ferraz C, Spera C. Correction of presbyopia with refractive multifocal phakic intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* 2004; 30(7): 1454–60.
25. Baikoff G, Arne JL, Bokobza Y, Colin J, George JL, Lagoutte F, Lesure P, Montard M, Saragoussi JJ, Secheyron P. Angle-fixated anterior chamber phakic intraocular lens for myopia of -7 to -19 diopters. *J Refract Surg.* 1998; 14(3): 282–93.
26. Baikoff G, Colin J. Damage to the corneal endothelium using anterior chamber intraocular lenses for myopia. *Refract Corneal Surg.* 1990; 6(5): 383.
27. Baikoff G. Phakic anterior chamber intraocular lenses. *Int Ophthalmol Clin.* 1991; 31(1): 75–86.
28. Baikoff G, Lutun E, Wei J, Ferraz C. [Refractive phakic IOLs: three different models and contact with the crystalline lens. An AC-OCT study]. *J Fr Ophtalmol.* 2005; 28(3): 303–8.
29. Baikoff G, Matach G, Fontaine A, Ferraz C, Spera C. [Multifocal phakic intraocular lens implant to correct presbyopia]. *J Fr Ophtalmol.* 2005; 28(3): 258–65.
30. Strenk SA, Strenk LM, Koretz JF. The mechanism of presbyopia. *Prog Retin Eye Res.* 2005; 24(3): 379–93.
31. Koretz JF, Cook CA, Kaufman PL. Aging of the human lens: changes in lens shape upon accommodation and with accommodative loss. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis.* 2002; 19(1): 144–51.
32. Koretz JF, Cook CA. Aging of the optics of the human eye: lens refraction models and principal plane locations. *Optom Vis Sci.* 2001; 78(6): 396–404.
33. Koretz JF, Cook CA, Kaufman PL. Aging of the human lens: changes in lens shape at zero-diopter accommodation. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis.* 2001; 18(2): 265–72.
34. Koretz JF, Cook CA, Kaufman PL. Accommodation and presbyopia in the human eye. Changes in the anterior segment and crystalline lens with focus. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1997; 38(3): 569–78.
35. Koretz JF, Rogot A, Kaufman PL. Physiological strategies for emmetropia. *Trans Am Ophthalmol Soc.* 1995; 93: 105–18; discussion 118–22.
36. Koretz JF, Kaufman PL, Neider MW, Goeckner PA. Accommodation and presbyopia in the human eye. 1: Evaluation of in vivo measurement techniques. *Appl Opt.* 1989; 28(6): 1097–102.
37. Koretz JF, Kaufman PL, Neider MW, Goeckner PA. Accommodation and presbyopia in the human eye--aging of the anterior segment. *Vision Res.* 1989; 29(12): 1685–92.
38. Koretz JF, Handelman GH. How the human eye focuses. *Sci Am.* 1988; 259(1): 92–9.
39. Koretz JF, Handelman GH. A model for accommodation in the young human eye: the effects of lens elastic anisotropy on the mechanism. *Vision Res.* 1983; 23(12): 1679–86.
40. Vinciguerra P, Nizzola GM, Nizzola F, Ascari A, Azzolini M, Epstein D. Zonal photorefractive keratectomy for presbyopia. *J Refract Surg.* 1998; 14(2 Suppl): S218–21.

Considerações Finais

António Castanheira Dinis
ALM - Oftalmolaser

Concluída a obra Presbiopia, verificamos quão complexo é o tema, na verdade, recheado de propostas e soluções mas deixando, também, algumas dúvidas que constituem o verdadeiro sinal de que nem tudo está, por agora, compreendido para se encontrar uma única decisão clínica generalizada e recomendada para a Presbiopia.

Contudo, pode-se afirmar que se progrediu muito, tecnicamente, na oferta de caminhos que minorizam a deficiente visão próxima e intermédia.

E, neste aspecto, não se poderá deixar de louvar a obra que poderemos apelidar de soberba, em termos teóricos e práticos, constituindo uma alavanca sólida projetada para cimentar mais conhecimento e vir a transformar a Presbiopia num assunto clínico resolvido, no futuro.

A obra, pode-se dizer, não está acabada. Antes está iniciada com as variáveis possíveis de desenvolvimento futuro, preenchida dos ingredientes que constituem a base para a “fórmula” que se deseja para a Presbiopia.

O índice da obra resume as atuais alternativas que permitem solucionar a condição da visão de perto alterada. Quer isto dizer que a Presbiopia foi “dissecada” nas suas diferentes vertentes: A etiologia, a patogenia, a terapêutica com as distintas soluções clínicas bem como analisado o prognóstico funcional esperado.

Qual a melhor opção para “este” Doente com presbiopia, é a questão que se coloca perante o Médico. Dada a diversidade de opções atuais, verifica-se que, hoje, múltiplas soluções são possíveis, mas a melhor para cada caso clínico é o objectivo da decisão sobre a qual o livro instrui e elucida.

Não será uma escolha fácil de ser assumida pelo Médico e aceite pelo Doente, mas o esclarecimento “explicado” pelo Médico ao Doente é o passo fulcral da decisão consciente pelo presbiopo pois cada caso deve ser entendido como específico e individual como demonstra a prática clínica.

Assim, o sucesso da obra centra-se e resume-se nas diferentes abordagens para a presbiopia e nas hipóteses de escolha para cada caso conforme a exigência profissional e pessoal do Doente.

Por outro lado e dado o enorme espaço que preenche no livro, é inquestionável que a Cirurgia Refrativa da Presbiopia constitui uma conquista de sucesso na atualidade pois passou a ser o desejo preferencial, cada vez mais frequente, na escolha e exigência do Doente.

Na realidade, ela vai constituir, estou convicto, o caminho certo para a Presbiopia.

Em suma, a presente obra é, por assim dizer, a “cartilha” para um bom procedimento clínico apresentando as múltiplas respostas para a prática de uma Oftalmologia de qualidade.

Neste sentido, estão de parabéns a Sociedade Portuguesa de Oftalmologia e os Coordenadores deste projeto exaustivo, reconhecendo-se que cada artigo e cada seu autor ou autores merecem uma palavra de aplauso pelo acréscimo que deram à ciência numa matéria verdadeiramente complexa como é a Presbiopia.

Termo sensibilizado pela oportunidade que me deram de escrever este final de obra e congratulo-me com o elevado nível científico da equipa de autores da Monografia – Presbiopia.

