MEIOS COMPLEMENTARES DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA



Meios Complementares de Diagnóstico em Oftalmologia

Coordenação: Falcão Reis

1a Edição - Dezembro de 2020

Design e paginação: Ricardo Correia

ISBN: 978-989-98118-9-8

Depósito legal:

Tiragem: 1100 exemplares

Publicado por:

Sociedade Portuguesa de Oftalmologia Campo Pequeno, 2 – 13º 1000 – 078 Lisboa

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.

MEIOS COMPLEMENTARES DE DIAGNÓSTICO EM **OFTALNOLOGIA**

Coordenação: Falcão Reis



MEIOS COMPLEMENTARES de diagnóstico em **Oftalmologia**

EDITORES:

ANGELINA MEIRELES FALCÃO REIS JOÃO PAULO SOUSA NUNO ALVES NUNO CAMPOS RUFINO SILVA SANDRA BARRÃO

ÍNDICE

PREFÁCIO

CAPITULO 1 - MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA ACUIDADE VISUAL	
1.1 Acuidade visual e resolução angular	11
1.2 Aberrometria	15
1.3 Auto-refratómetro.	21
1.4 Avaliação da acuidade visual sob condições de encandeamento	25
1.5 Avaliação da acuidade visual em idade pré escolar	31
1.6 Avaliação da sensibilidade ao contraste	35
1.7 A Avaliação da sensibilidade ao contraste na criança	39

CAPITULO 2 – AVALIAÇÃO DA VISÃO BINOCULAR

2.1 Introdução	45
2.2 Campo de visão Binocular	47
2.3 Avaliação da visão binocular de perto e de longe com testes subjectivos de fixação e estereopsia	49
2.4 Estudo motor e sensorial efectuado ao sinóptoforo	53
2.5 Gráfico sinoptométrico	57
2.6 Gráfico de Hess – coordimetria	63

CAPITULO 3 - SEGMENTO ANTERIOR

69
73
77
81
83
89
95
99
105
109
115
119

CAPITULO 4 - GLAUCOMA

4.1 Gonioscopia	125
4.2 Tonometria	129
4.3 Curva tonométrica de 24 horas	133
4.4 Tonografia	137
4.5 OCT no glaucoma	139
4.6 Perimetria computorizada	145
4.7 Perimetria de frequência duplicada	153
4.8 Outras perimetrias	159
4.9 Microperimetria	163

CAPITULO 5 - RETINA

5.1 Oftalmoscopia directa e indirecta	171
5.2 Retinografia	175
5.3 Angiografia fluoresceínica	183
5.4 Angiografia com verde de indocianina	187
5.5 Tomografia óptica coerente	193
5.6 OCTA – Principios Básicos, técnicas de aquisição e limitações	197
5.7 OCTA - Características dos equipamentos disponíveis	201
5.8 Oftalmoscopia de varrimento Laser	207
5.9 Confocal SLO- autofluorescência do fundo ocular	213

CAPITULO 6 - ECOGRAFIA OFTÁLMICA/BIOMETRIA

6.1 Ecografia oftálmica Modo A	219
6.2 Ecografia oftálmica bidimensional (módulo B)	223
6.3 Biometria 1	233
6.4 Biometria 2	237
6.5 A Biomicroscopia Ultrassónica (UBM)	241

CAPITULO 7 - ELECTROFISIOLOGIA E TESTES PSICOFÍSICOS

7.1 Electro-oculomiografia	249
7.2 Electro-oculografia	251
7.3 Electro-oculograma dinâmico e Electronistagmografia	255
7.4 Potenciais evocados visuais flash e pattern	257
7.5 Electro-retinografia flash, pattern, multifocal	263
7.6 Estudo clinico da visão cromática	269
7.7 Adaptometria	273

CAPITULO 8 - IMAGIOLOGIA

8.1 Neuro-imagem da via optica	281
8.2 TAC da órbita, globo ocular e anexos	287
8.3 RMN da órbita, globo ocular e anexos	293

CAPITULO ESPECIAL - EXAME OFTALMOLÓGICO PARA CARTA DE CONDUÇÃO	
1. Introdução	301
2. Revisão da Legislação da Capacidade Visual para a Condução	303
	205

3. Proposta de Exame Oftalmológico para Atribuição da Capacidade Visual para a Condução 307

PREFÁCIO

Nos últimos anos tem sido habitual a publicação de uma monografia da responsabilidade das Direções da SPO em cada biénio. Hábito que corresponde hoje a uma exigência não escrita, mas nem por isso menos reclamada, por parte dos oftalmologistas portugueses. Exigência que a actual Direção cumpre com a edição de 2020 da monografia intitulada Meios Complementares de Diagnóstico em Oftalmologia.

A expectativa criada à volta da edição de 2020 representa o melhor tributo à constância de qualidade exibida pelas excelentes edições anteriores. É por isso de toda a justiça reconhecer a qualidade elevada de todas as monografias colocadas à disposição dos sócios ao longo dos anos.

Os médicos sempre foram cultores do texto. O texto escrito é uma, ou melhor dito é a, forma clássica e respeitada de transmissão do conhecimento profissional. Médicos leem, médicos escrevem.

As monografias da SPO são livros técnicos mas não deixam de ser livros. E, como em qualquer livro, estabelecem-se em redor dele duas vivências, a do leitor e a do autor. Neste caso são dezenas os autores que contribuíram com o seu saber e experiência para a feitura desta obra. A Direção limitou-se a coordenar, coligindo e organizando, os contributos dos vários autores. A Direção fica com uma divida incobrável de gratidão para com os colegas que generosamente aceitaram participar neste livro.

Os leitores são a outra parte de um livro. Sem dúvida a parte mais poderosa e influente e esperamos que na apreciação desta monografia também o sejam. A escolha do tema foi determinada pela relevância que a consulta de um qualquer aspecto relacionado com um meio complementar de diagnóstico tem na prática clínica. Numa época em que toda a informação está disponível na net, mas nem sempre de forma imediata, pareceu-nos útil dispor de um manual com uma resenha sistematizada, directa e rápida dos vários meios complementares de diagnóstico em uso na oftalmologia.

A SPO deve constituir-se, ao lado de outras tarefas estatutárias, como transmissora de conhecimento, ou mais do que isso, como produtora de conhecimento e esta monografia testemunha, em parte, esse desígnio.

Os autores não se limitaram a ser repetidores de uma verdade toda feita. Abriram uma perspectiva diferente de acordo com as suas vivências profissionais e essa é uma mais valia desta monografia.

A Direção, sem deixar de prestar atenção aos problemas do seu tempo de mandato, cumpriu o desafio de dar continuidade à publicação das monografias. Não queremos que a monografia que agora se publica sufoque os mais jovens com um saber feito e cristalizado. Antes desejámos que fecunde o presente e se volte para o futuro.

> Falcão Reis Presidente da SPO (Biénio 2019/20)

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

1. MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA Acuidade Visual

ACUIDADE VISUAL E RESOLUÇÃO ANGULAR

Renato Santos Silva¹, Isa Sobral²

¹ Centro Hospitalar Universitário São João. Faculdade de Medicina da Universidade do Porto

² Centro Hospitalar Universitário de Coimbra

O QUE MEDE A ACUIDADE VISUAL

A acuidade visual (AV) é a capacidade de resolução espacial do sistema visual, caracterizando o tamanho angular mais pequeno possível de ser identificado pelo individuo.

DEFINIÇÃO DE RESOLUÇÃO ANGULAR

O ângulo formado entre a distância entre dois pontos no espaço e a sua relação com ponto nodal do olho define a resolução angular (Fig. 1). O olho humano consegue distinguir dois pontos como distintos somente se estiverem separados por pelo menos uma distância de um cone, que representa 1 minuto de arco. Para distâncias inferiores a um cone, serão percecionados como apenas um único ponto, não distinto.



Fig. 1 - Resolução angular (α= angulo de resolução formado entre os pontos A e B, a uma distância d)

A AV é uma relação matemática inversa do ângulo de resolução expresso em minutos de arco, pelo que quanto maior a separação angular, menor a AV. Considera-se como AV padrão, a AV igual à unidade, sendo o angulo de resolução de 1 minuto de arco.

Esta relação angular pode ser representada sob a forma de uma curva assintótica (curva que até ao infinito não alcança os eixos) (Gráfico1), que pode ser convertida em escala linear (invertendo um dos eixos da escala – Gráfico 2) ou logarítmica (Gráfico 3).



UNIDADES DE MEDIÇÃO

A AV é passível de ser apresentada com diferentes unidades consoante a escala utilizada, com equivalência entre si (Tabela 1).

A AV em MAR (mínimo angulo de resolução) expressa a AV de forma angular em minutos de arco, sendo AV= 1/MAR.

Exemplo: AV 20/20 = MAR 1 min arc

AV=

A AV expressa na notação Snellen é uma fração no qual o numerador é a distância do individuo ao cartaz de avaliação e o denominador a distância ao qual a altura da letra corresponde a 5 min arco. A Escala de Snellen foi desenhada de forma a que a letra na sua totalidade correspondesse a 5 min de arco e que cada traço a 1 min de arco (Fig.2). Como o cartaz de avaliação de Snellen se localiza a 6 metros (20 pés) do individuo, definese como AV padrão 20/20 (6/6).

Exemplo: AV 20/60, significa que o individuo visualizou a 20 pés (6 m) as letras que são identificadas por indivíduos com AV padrão a 60 pés.

Distância ao teste

Distância na qual a letra é percecionada com 5 minutos arco



Fig.2 – Escala de Snellen e correspondência em minutos de arco de dimensão dos seus optótipos

A apresentação da AV em unidade logaritmo do ângulo mínimo de resolução (LogMAR) expressa a AV como medida inversamente proporcional à capacidade discriminativa pelo que valores positivos indicam perda de AV, enquanto os valores negativos indicam AV normal ou acima do normal. Com esta escala logarítmica a variação de AV é linear numa proporção geométrica, o que permite obter variações com relação constante.

Exemplo: AV 20/20, o MAR é de 1 minuto de arco, com logMAR sendo 0 [log 10(1.0)=0].

MAR	logMAR	Snellen	Decimal
0.8	-0.1	20/16	1.25
1	0	20/20	1
1.25	0.1	20/25	0.8
1.6	0.2	20/32	0.63
2	0.3	20/40	0.5
2.5	0.4	20/50	0.4
3.2	0.5	20/63	0.32
4	0.6	20/80	0.25
5	0.7	20/100	0.2
6.3	0.8	20/125	0.16
8	0.9	20/160	0.125
10	1	20/200	0.1
20	1.3	20/400	0.5

Tabela 1. Unidades de medição da acuidade visual

ESCALAS DE MEDIÇÃO DA ACUIDADE VISUAL

Características ideais

Uma escala ideal que nos permita avaliar a acuidade visual deve ser de simples interpretação, com resultados rápidos e reprodutíveis. Deve, também, medir fiavelmente o menor ângulo de resolução do olho avaliado, sendo pouco influenciada por outras características da visão, tais como a sensibilidade ao contraste ou anomalias da visão cromática. Será importante que a progressão do tamanho das linhas tenha uma relação constante e que o número de letras em cada linha seja semelhante, por forma a que seja possível avaliar pequenas alterações da acuidade visual quer em acuidades mais baixas quer em acuidade mais elevadas. Os optótipos utilizados deverão ser de dificuldade semelhante para que seja apenas medido o menor ângulo de resolução e não a identificação da morfologia dos optótipos. Por fim, é importante manter um espaçamento entre optótipos proporcional ao seu tamanho para que a alteração do efeito de crowding se mantenha constante em todas a linhas e não seja um fator com interferência na medição da acuidade visual.

Escala de Snellen

Snellen foi o primeiro, em 1862, a criar uma escala que permitia a medição da acuidade visual de uma forma fácil e rápida. A sua escala era composta por optótipos, semelhantes a letras do alfabeto romano, com altura e largura corresponde a cinco vezes a espessura do traço e do espaço entre traços. Assim, os optótipos utilizados na linha a que corresponderia a visão de 20/20 teriam 5 minutos de arco de tamanho com 1 minuto de arco de espaçamento entre linhas.



Fig. 3 – Dois dos optótipos utilizados por Snellen na sua primeira escala.

Snellen teve a virtude de ser o primeiro a utilizar optótipos normalizados, numa escala com uma diminuição progressiva do tamanho, sendo a acuidade visual determinada pela menor linha que fosse lida. A sua escala original utilizava optótipos com serifas, o que dificulta a leitura das letras, tendo estas sido eliminadas em versões posteriores.



Fig. 4 – Dois optótipos sem serifas

A escala de Snellen tem contudo algumas características que a impedem de ser a escala ideal tais como o facto de ter uma progressão linear (1/10; 2/10...8/10, 9/10, 10/10), não manter o espaçamento entre optótipos sempre proporcional ao seu tamanho, utilizar letras com legibilidades diferentes e não ter um número constante de optótipos em cada linha.



Fig 5 – A escala original de Snellen

Letras de Sloan

Em 1959 Sloan sugere a utilização de 10 letras com legibilidade semelhante, resolvendo um dos problemas da escala de Snellen. As letras propostas foram S, D, K, H, N, R, Z, C, O e V. Estas letras foram adotadas na escala de Snellen e nas escalas que foram posteriormente criadas.

Escala de Bailey e Lovie

Para ultrapassar as limitações da escala de Snellen, em 1976, Bailey e Lovie criaram a sua própria tabela segundo o princípio de que a dificuldade da tarefa de interpretar os optótipos deveria ser semelhante em cada linha. Criaram então uma tabela com as seguintes características:

- Letras sem serifas, de 5x4, com igual legibilidade (1968 British Standard Letters)
- Cada linha com 5 letras
- O espaçamento entre as letras é igual à largura das letras

- O espaçamento entre linhas é igual à altura das letras da linha de baixo
- Progressão logarítmica igual a 0.1logMAR ou 1.2589
- Distância de leitura de 6 metros

Esta foi a primeira das escalas logarítmicas, também conhecidas como escalas logMAR. Estas são as escalas atualmente utilizadas.

Escala ETDRS

Esta é uma escala logarítmica, baseada na escala de Bailey e Lovie, com ligeiras diferenças. A escala ETDRS usa as letras de Sloan, com dimensões de 5x5. Como cada linha tem 5 letras de 5x5, com espaçamento entre letras igual à sua largura, a dimensão de cada linha é maior do que na escala de Bailey e Lovie. Por esse motiva a escala ETDRS é desenhada para ser lida a 4 metros.

A escala ETDR é, nos dias que correm, o gold standard das escalas visuais.

Outras escalas logarítmicas

Seguindo o princípio de construção da escala de Bailey e Lovie vários optótipos podem ser utilizados. Entre eles contam-se os anéis de Landolt, o E rotativo ou os HOTV, entre outros. Como é visível na tabela 1, nem todos os optótipos dão o mesmo valor de acuidade visual. A escala HOTV parece ser a mais fácil conseguindo-se acertar mais 2,5 letras do que com as letras de Sloan, enquanto escalas como os anéis de Landolt ou os Símbolos LEA parecem ser mais difíceis.

Altura	Largura	Nome	Optótipos	Dif. de letras
5	5	Letras de Sloan	OKSVZ	Padrão
5	5	Anéis de Landolt	соосэ	-0,8
5	5	E	EMWE3	-1,0
5	5	HOTV	ноvнт	+2,5
5	5	Números LVRC	49825	-1,5
5	4	1968 British	UNRVE	-1,0
5,7	5,7	Números PV	39265	+0,8
6,4	4,3	Números LEA	89856	+0,6
6	6	Símbolos LEA	00000	-1,0

Tabela 2 – Características de diversos optótipos que são usados em escalas logarítmicas. Na última coluna regista-se a diferença no número de letras acertadas comparativamente com as letras de Sloan.

COMO MEDIR A ACUIDADE VISUAL

Dada a variabilidade de escalas possíveis de utilizar, aconselha-se que se identifique sempre qual foi a escala utilizada na medição da acuidade visual.

Considera-se que uma linha está correta quando são identificados mais de metade dos optótipos dessa linha.

Nas escalas atuais, logarítmicas e com optótipos com legibilidade semelhante, recomenda-se o registo da acuidade visual letra a letra, considerando-se que cada letra equivale a 0,02 logMAR. Assim, poderão ser registados o número total de letras corretas ou a última linha considerada correta assim como os optótipos errados nessa linha ou optótipos corretos da linha imediatamente seguinte (Ex.: 0,5+2 letras ou 0,8-1 letra).

Quando tem dúvidas, o paciente deve ser encorajado, mas não obrigado, a adivinhar o optótipo. Ao paciente não deve ser dito se acertou ou não e o profissional não deve apontar letras ou linhas.

CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS

Os optótipos devem ser de cor preta sobre um fundo branco com contraste superior a 0,9. A luminância deve ser constante em toda a tabela, igual ou superior a 120 cd/m² e com variações inferiores a 20%.

BIBLIOGRAFIA

- 1. Benjamin, W. J. Borish ś Clinical Refraction. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2006.
- 2. Bicas, H. E. Visual Acuity. Measurements and notations. Arq. Bras. Oftalmologia, 375-384; 2002.
- 3. Young, Matt. Optics and lasers: including fibers and optical waveguides. Springer Science & Business Media; 2000.
- 4. 2019-2020 Basic and Clinical Science Course, Section 03: Clinical Optics
- 5. Ferris FL, 3rd, Kassoff A, Bresnick GH, Bailey I. New visual acuity charts for clinical research. Am J Ophthalmol. 1982;94(1):91-6.
- 6. Bailey IL, Jackson AJ. Changes in the clinical measurement of visual acuity. Journal of Physics: Conference Series. 2016;772:012046.
- 7. Bailey IL, Lovie-Kitchin JE. Visual acuity testing. From the laboratory to the clinic. Vision research. 2013;90:2-9.
- 8. Sloan LL. New test charts for the measurement of visual acuity at far and near distances. Am J Ophthalmol. 1959;48:807-13.
- 9. Bailey IL, Lovie JE. New design principles for visual acuity letter charts. Am J Optom Physiol Opt. 1976;53(11):740-5.
- Green J. Notes on the clinical determination of the acuteness of vision, including the construction and gradation of optotypes, and on systems of notation. Transactions of the American Ophthalmological Society. 1905;10(Pt 3):644-54.
- Snellen H. Test-types for the determination of the acuteness of vision. 4th ed. London: Williams and Norgate; 1868. 6 p., 22 leaves of plates p.

ABERROMETRIA

Luís Cardoso, António Limão Instituto de Microcirurgia Ocular

INTRODUÇÃO

A aberrometria ocular estuda os defeitos ópticos do olho humano que limitam a qualidade da visão¹. Existem três tipos de aberrações ópticas: aberrações cromáticas, difracção e aberrações monocromáticas. As duas primeiras dependem do comprimento de onda da luz, têm pouca influência na qualidade da imagem e não são mensuráveis pelos aberrómetros. O conceito de aberrometria está intimamente ligado ao de *wavefront* ou frente de onda, uma vez que é através da utilização de sensores de frentes de onda que se identificam e quantificam as aberrações e se avalia a qualidade de um sistema óptico². Usada inicialmente para melhorar a imagem dos telescópios, a sua aplicação ao olho humano teve início nos anos noventa do século passado³⁻⁵. O primeiro aberrómetro clínico disponível comercialmente foi o COASTM da AMO no ano 2000.

A introdução dos aberrómetros na prática clínica está intimamente ligada à sua aplicação na cirurgia refractiva por laser de Excimer, com o desenvolvimento de tratamentos guiados por frentes de onda⁶. O objectivo destes tratamentos é o de proporcionar melhor qualidade visual, reduzindo as aberrações induzidas com a cirurgia fotoablativa, e corrigindo as pré-existentes.

METODOLOGIA DE RECOLHA

Em termos espaciais e num meio homogéneo, a luz propagase a partir de um ponto, uniformemente e em linha recta, ocupando em cada momento uma posição numa superfície esférica imaginária – frente de onda – equidistante do ponto de origem. Ao atravessar um meio óptico, a frente de onda de um feixe de luz sofre um desvio. O desvio da frente de onda assume várias formas consoante as propriedades e defeitos do meio óptico que atravessa. Nas figuras 1a, 1b e 1c podemos ver a representação esquemática de frentes de onda perfeito, miópico e irregular.

As aberrações ópticas podem ser definidas como o desvio das frentes de onda de um determinado sistema óptico, relativamente às frentes de onda de um sistema óptico perfeito (Figura 2).

Aberrómetros

Nas últimas duas décadas foram desenvolvidos diversos

Frente de Onda



Fig. 1a - Representação esquemática de uma frente de onda perfeita



Fig. 1b – Representação esquemática de uma frente de onda miópica



Fig. 1c – Representação esquemática de uma frente de onda irregular

equipamentos – aberrómetros - com o objectivo de aplicar a aberrometria à clínica. Os aberrómetros oculares podem ser classificados quanto à direcção do feixe analisado e quanto à forma de recolha de dados¹ (Quadro 1). Enquanto



Fig. 2 – Representação simplificada do desvio da frente de onda de sistemas com aberrações ópticas relativamente a uma frente de onda de um sistema opticamente perfeito.

os sistemas de entrada analisam a imagem de um feixe na retina, os sistemas de saída analisam a imagem que deixa a retina. A recolha de dados pode ser sequencial ou simultânea.

CLASSIFICAÇÃO DOS ABERRÓMETROS OCULARES

DIRECÇ	ÃO DO FEIXE ANALISADO
	Sistemas de Entrada – Analisam a imagem de um feixe na retina Sistemas de Saída – Analisam a imagem que deixa a retina
RECOLH	IA DE DADOS
	Sequencial Simultânea

Quadro 1 – Classificação dos Aberrómetros Oculares quanto à direcção do feixe analisado e quanto à forma da recolha de dados

Os aberrómetros usando o princípio de Tscherning^{4,7} analisam a distorção de um conjunto de raios luminosos projectados simultaneamente na retina. No Wave Light[®] Analyser da Alcon são projectados na retina 168 pontos luminosos equidistantes através de uma grelha e de uma lente. A distorção da imagem projectada na retina é capturada por uma câmara que utiliza o princípio da oftalmoscopia indirecta (Figura 3).



Fig. 3 – Representação esquemática de um aberrómetro usando o príncipio de Tscherning

No iTrace_{TM} da Tracey Technologies que utiliza o princípio do traçado de raios (feixe de entrada, análise sequencial), são projectados sequencialmente 256 feixes de laser em diversos pontos paralelos ao eixo visual^{8,9} (Figura 4). O varrimento é completado em apenas alguns milissegundos. A localização exacta de cada feixe na retina é capturada por um sensor.



Fig. 4 – Padrão de projecção sequencial do feixe las er através da pupila pelo i Trace
TM.

Nos aberrómetros usando o princípio de Hartmann-Shack^{3,10} é medida a frente de onda refletida (feixe emergente, análise simultânea) após passagem por um disco contendo várias microlentes em diversos pontos paralelos ao eixo visual (Figura 5). São exemplos de aberrómetros utilizando este princípio o KR-1W da Topcon e o iDesign Wavescan da AMO.



Fig. 5 – Representação esquemática de um aberrómetro usando o princípio de Hartmann-Shack

O Peramis da Schwind eye-tech-solutions calcula a aberrometria total utilizando uma tecnologia que tem alguns aspectos comuns ao princípio de Hartmann-Shack, mas baseada num conceito diferente: um sensor de frentes de onda usando um prisma piramidal oscilante que divide o feixe em múltiplas partes¹¹. Com esta tecnologia é possível a análise de um número muito elevado de pontos – 45000 – sem sobreposição.

Por último, nos aberrómetros usando o princípio da esquiascopia dinâmica (feixe de saída, análise sequencial) é medido o desfasamento no tempo da luz reflectida a partir de um varrimento¹². Esta metodologia é usada no OPD-Scan da Nidek. A versão OPD-Scan III permite o cálculo da aberrometria total a partir de 2520 pontos.

ANÁLISE DOS RESULTADOS

A forma da frente de onda, que compreende a totalidade dos defeitos ópticos (aberrações) do olho humano, pode ser analisada e decomposta utilizando uma função matemática – os polinómios de Zernick (Figura 6).



Fig. 6 – Representação dos Polinómios de Zernick em pirâmide da 2ª à 5ª ordem

Cada termo da Pirâmide de Zernick é expresso pela letra Z seguido de um índice simples com 3 algarismos, ou de um índice duplo. No caso do índice simples o primeiro algarismo designa a ordem radial, o segundo e terceiro a frequência angular. No caso do índice duplo, o superior designa a frequência angular, o inferior a ordem radial.

Na pirâmide de Zernick as aberrações de 2^a ordem correspondem à refracção convencional, sendo designadas aberrações de baixa ordem. A partir da 3^a ordem as aberrações são designadas de alta ordem. A influência das aberrações na visão é tanto maior quanto menor a ordem radial e menor a frequência angular, isto é quanto mais acima e ao centro da pirâmide se localizarem.

O valor das aberrações exprime-se em micras ou dioptrias. Uma vez que são variáveis que podem ter sinal positivo ou negativo, utiliza-se habitualmente o RMS (*Root Mean Square*) como forma de quantificar a totalidade ou um conjunto de aberrações. O RMS é um conceito similar ao termo estatístico Desvio Padrão: RMS = $\sqrt{1/n * \Sigma(a_i)^2}$. É a medida estatística da magnitude de um conjunto de diferentes medidas variáveis, especialmente útil quando as variáveis são positivas e negativas.

A aberrometria dá-nos também outras duas variáveis: o PSF (Point Spread Function) e o MTF (Modulation Transfer Function). O PSF dá-nos uma medida de quão perfeita é a imagem de um ponto de luz na retina (Figura 7). O valor do PSF ideal é igual a zero (um ponto na fovéola). O MTF é uma medida da variação, com a frequência espacial, do contraste do objecto relativamente ao contraste da imagem. O seu valor pode variar entre 0 e 1. Um valor de MTF próximo de 1 corresponde a uma alta sensibilidade ao contraste.



Fig. 7 – Imagens do PSF em 2 situações: RMS total para aberrações de alta ordem de 0,259 micras (valor considerado normal) e de 0,841 micras (valor aumentado)

APLICAÇÃO CLÍNICA

As aberrações de alta ordem de um olho normal têm geralmente pouca influência na visão. Aumentam com a idade e apresentam diferenças consoante o erro refractivo. Os valores normais do RMS total para as aberrações de alta ordem variam consoante os estudos e diâmetro pupilar considerado, sendo habitualmente inferiores a 0,3 micras^{13,14}. Para um diâmetro pupilar de 6 mm alguns estudos apontam para valores médios ligeiramente superiores^{15.}

No olho humano, observa-se habitualmente uma tendência para a compensação das aberrações entre a córnea e o cristalino. Tal é o caso do astigmatismo da córnea que tende a ser compensado pelo astigmatismo do cristalino; e da aberração esférica ligeiramente positiva da córnea, compensada no indivíduo jovem por uma aberração esférica negativa do cristalino^{16,17} (Figura 8).



Fig. 8 – Aberrações de um olho normal em que se pode observar a compensação do astigmatismo corneano pelo astigmatismo do cristalino, assim como a aberração esférica positiva da córnea, compensada pela aberração esférica negativa do cristalino

Algumas das aberrações de alta ordem correspondem ao astigmatismo irregular, não passível de correcção com óculos, e geralmente associado a irregularidade corneana. Os topógrafos de nova geração, com os quais é possível obter mapas de elevação detalhados e uma detecção precisa da pupila e do eixo visual, permitem calcular com rigor a aberrometria corneana.

Uma das limitações da aberrometria total relativamente à aberrometria corneana é uma resolução mais baixa devida ao menor número de pontos testados, limitação que tem sido ultrapassada nos novos equipamentos, capazes de analisar um maior número de pontos. Outras limitações são a influência do diâmetro pupilar e da acomodação, e alguma discordância na avaliação das aberrações de alta ordem consoante as metodologias e equipamentos utilizados^{15,18-21}. Apesar de algumas limitações a aberrometria total permite uma refracção precisa mesmo em olhos com aberrações elevadas, e é a única forma de avaliar, na totalidade, a qualidade óptica do olho humano, uma vez que alguns defeitos na córnea poderão ser compensados internamente. A aberrometria interna é quantificada indirectamente por subtracção das aberrações corneanas, sendo por isso importante, na prática clínica, a avaliação conjunta da aberrometria total e corneana, para a identificação das estruturas responsáveis pelos defeitos ópticos. Grande parte dos aberrómetros totais disponíveis comercialmente incorporam também um topógrafo que permite esta avaliação conjunta.

Um aumento das aberrações de alta ordem está associado a diminuição da sensibilidade ao contraste e a sintomas visuais. A presença de halos e *glare* está habitualmente associada à aberração esférica, enquanto a visão dupla (fantasma) associada ao coma²²⁻²⁵.

estudo das aberrações induzidas na cirurgia Ο refractiva fotoablativa foi extremamente importante no desenvolvimento de tratamentos que conduziram melhores resultados visuais. 0 aumento da а aberração esférica positiva ou negativa (Z400). resultante respectivamente das correcções miópicas e hipermetrópicas²⁶⁻²⁸, é menor com os novos perfis de tratamento asféricos ou optimizados por frentes de onda. A indução de coma (Z310, Z311), associado habitualmente a descentramentos²⁹, e de outras aberrações de alta ordem, é também muito menor com a evolução tecnológica dos lasers para sistemas de scanning-slit e flying-spot, e eyetrackers mais precisos.

Na actualidade, os tratamentos standard (com perfis asféricos ou optimizados por frentes de onda) não aumentam significativamente as aberrações de alta ordem³⁰. Os tratamentos guiados por frentes de onda, cujo objectivo era o de corrigir aberrações pré-existentes, não se mostraram superiores aos tratamentos optimizados por frentes de onda na indução de aberrações de alta ordem, com excepção dos casos com valores no pré-operatório superiores a 0.3 micras³¹.

A aberrometria é importante na avaliação pré-operatória de candidatos a implantação de lentes multifocais. Aberrações de alta ordem corneanas elevadas estão associadas a maior insatisfação com lentes multifocais devido a fenómenos fóticos³². Nos doentes previamente submetidos a cirurgia refractiva corneana, a lente intra-ocular deve ser escolhida por forma a compensar a aberração esférica da córnea. A implantação de lentes multifocais nestes casos deve ser mais cautelosa por apresentarem aberrações de alta ordem mais elevadas³³, no entanto alguns estudos apontam para uma elevada satisfação dos doentes, sendo a possibilidade de ametropias residuais a principal limitação³⁴⁻³⁶.

Na catarata incipiente a aberrometria é um auxiliar útil na avaliação da indicação cirúrgica, em virtude de podemos estar em presença de um aumento das aberrações de alta ordem internas conduzindo a queixas visuais, sem diminuição da acuidade visual (Figura 9).



Fig. 9 – Aumento do astigmatismo interno e coma num olho com catarata incipiente. No pós-operatório da cirurgia de catarata, a aberrometria permite avaliar o alinhamento de lentes tóricas, analisar e quantificar as aberrações resultantes do descentramento e inclinação das lentes intraoculares, e relacioná-las com as queixas do doente.

Em conclusão, a aberrometria proporciona-nos informação detalhada sobre a qualidade óptica do olho humano, constituindo uma ferramenta importante na avaliação em diversas situações da prática clínica. A evolução tecnológica conduzirá certamente a equipamentos mais fiáveis com resultados mais reprodutíveis e a uma maior aplicação no diagnóstico e terapêutica das doenças oftalmológicas em que existe compromisso da qualidade visual.

BIBLIOGRAFIA

- 1. Cerviño A, Hosking SL, Montes-Mico R, Bates K. Clinical Ocular Wavefront Analyzers. J Refract Surg. 2007;23:603-616.
- 2. Maeda N. Clinical applications of wavefront aberrometry a review. Clin Experiment Ophthalmol. 2009;37: 118–129.
- 3. Liang J,Grimm B, Goelz S, Bille JF. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. J Opt Soc Am A. 1994;11:1949-1957.
- Mrochen M, Kaemmerer M, Mierdel P, Krinke HE, Seiler T. Principles of Tscherning Aberrometry. J Refract Surg. 2000;16:S570-S571.
- 5. Kaemmerer M, Mrochen M, Mierdel P, Krinke HE, Seiler T.

Clinical Experience With the Tscherning Aberrometer. J Refract Surg. 2000;16:S584-S587.

- Mrochen M, Kaemmerer M, Seiler T. Wavefront-guided Laser in situ Keratomileusis: Early Results in Three Eyes. J Refract Surg. 2000;16:116-121.
- Mierdel P, Kaemmerer M, Mrochen M, Krinke HE, Seiler T. Ocular optical aberrometer for clinical use. J Biomed Opt. 2001;6:200-204.
- Molebny VV, Panagopoulou SI, Molebny SV, Wakil YS, Pallikaris IG. Principles of ray tracing aberrometry. J Refract Surg. 2000;16:S572-S575.
- Gómez AC, Rey AV, Bautista CP, Ferrándiz AE, González DC, Burgos, SC. Principles and Clinical Applications of Ray-Tracing aberrometry (Part I). J Emmetropia. 2012;3:96-110.
- 10. Thibos LN. Principles of Hartmann-Shack aberrometry. *J Refract Surg.* 2000;16:S563-S565.
- 11. Iglesias I, Ragazzoni R, Julien Y, Artal P. Extended source pyramid wave-front sensor for the human eye. Optics Express. 2002;10:419-428.
- 12. MacRae S, Fujieda M. Slit skiascopic-guided ablation using the Nidek laser. J Refract Surg. 2000;16:S576-S580.
- Hartwig A, Atchison DA. Analysis of higher-order aberrations in a large clinical population. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2012;53:7862–70.
- 14. Atchison DA, Markwell EL. Aberrations of emmetropic subjects at different ages. Vis Res. 2008; 48: 2224-2231.
- Prakash G, Jhanji V, Srivastava D, Suhail M, Rong SS, Bacero R, Philip R. Single Session, Intra-observer Repeatability of an Advanced New Generation Hartmann-Shack Aberrometer in Refractive Surgery Candidates. J Ophthalmic Vis Res. 2015; 10: 498-501.
- Artal P, Guirao A, Berrio E, Williams DR. Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. J Vis. 2001; 1:1-8.
- 17. Kelly JE, Mihashi T, Howland HC. Compensation of corneal horizontal/vertical astigmatism, lateral coma, and spherical aberration by internal optics of the eye. J Vis. 2004; 4:262-271.
- Cerviño, A, Hosking, SL, Montés-Mico R. Comparison of Higher Order Aberrations Measured by NIDEK OPD-Scan Dynamic Skiascopy and Zeiss WASCA Hartmann-Shack Aberrometers. J Refract Surg. 2008; 24: 790-796.
- 19. Cade F, Cruzat A, Paschalis EI, Santo LE, Pineda R. Analysis of Fout Aberrometers for Evaluating Lower and Higher Order Aberrations. Plos One. 2013: 8: e54990.
- Xu Z, Hua Y, Qiu W, Li G, Wu Q. Precision and agreement of higher order aberrations measured with ray tracing and Hartmann-Shack aberrometers. BMC Ophthalmology. 2018; 18:18.
- Cook WH, McKelvie J, Wallace HB, Misra SL. Comparison of higher order wavefront aberrations with four aberrometers. Indian J Ophthalmol. 2019; 67: 1030-1035.
- Oshika, T, Okamoto C, Samejima T, Tokunaga T, Miyata K. Contrast Sensitivity Function and Ocular Higher-Order Wavefront Aberrations in Normal Human Eyes. Ophthalmology. 2006; 113: 1807-1812.
- Zhao, PF, Li SM, Lu J, Song HM, Zhang J, Zhou YH, Wang NL. Effects of higher-order aberrations on contrast sensitivity in normal eyes of a large myopic population. Int J Ophthalmol. 2017; 10: 1407-1411.
- Chalita MR, XU M, Krueger RR. Correlation of Aberrations With Visual Symptoms Using Wavefront Analysis in Eyes After Laser in situ Keratomileusis. J Refract Surg. 2003; 19: S682-S686.
- Sharma M, Wachler BSB, Chan CCK. Higher Order Aberrations and Relative Risk of Symptoms After Lasik. J Refract Surg. 2007; 23: 252-256.
- Moreno-Barriuso E, Lloves JM, Marcos S, Navarro R, Llorente L, Barbero S. Ocular Aberrations before and after Myopic Corneal Refractive Surgery: Lasik-Induced Changes Measured with Laser Ray Tracing. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2001;42:1396–1403.
- 27. Kohnen T, Mahmoud K, Buhren J. Comparison of Corneal Higher-Order Aberrations Induced by Myopic and Hyperopic Lasik.

Ophthalmology. 2005; 112: 1692-1698.

- Ma L, Atchison DA, Albietz, JM, Lenton LM, McLennan SG. Wavefront Aberrations Following Laser in situ Keratomileusis and Refractive Lens Exchange for Hypermetropia. J Refract Surg. 2004; 20:307-316.
- 29. Wang L, Koch DD. Residual higher-order aberrations caused by clinically measured cyclotorsional misalignment or decentration during wavefront-guided excimer laser corneal ablation. J Cataract Refract Surg. 2008; 34: 2057-2062.
- Randleman JB, Perez-Straziota CE, Hu MH, White AJ, Loft ES, Stulting RD. Higher-order aberrations after wavefront-optimized photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis. J Cataract Refract Surg. 2009; 35: 260-264.
- Feng Y, Yu J, Wang Q. Meta-analysis of wavefront-guided vs. wavefront-optimized LASIK for myopia. Optom Vis Sci. 2011;88:1463-1469.
- 32. 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, para a ASCRS Cataract Clinical Committee. Multifocal intraocular lenses: relative indications and contraindications for implantation. J Cataract Refract Surg. 2014;40:313-322.
- Khor WB, Afshari N. The role of presbyopia-correcting intraocular lenses after laser in situ keratomileusis. Curr Opin Ophthalmol. 2013;24:35-40.
- Chang JS, Ng JC, Chan VK, Law AK. 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. J Ophthalmol. 2017;2017:6459504.
- Chow SSW, Chan TCY, Ng ALK *et al.* Outcomes of presbyopiacorrecting intraocular lenses after laser in situ keratomileusis. Int Ophthalmol. 2019;39:1199–1204.
- 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;43:909-914.

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

AUTO-REFRATÓMETRO

Samuel Baptista Moreira Alves Assistente hospitalar do Instituto de Oftalmologia Dr. Gama Pinto

A determinação do erro refrativo pode ser realizada através de diferentes técnicas, podendo estas ser manuais ou automáticas e recorrendo a variados instrumentos e princípios físicos.

A técnica convencional manual de refração por retinoscópio (esquiascopia) é um método excelente de refração objetiva. No entanto, trata-se de um procedimento demorado e dependente do executante.

A refratometria (optometria) é um método alternativo de determinação do erro refrativo com recurso a equipamento óptico designado refratómetro ou optómetro. Os autorefratómetros são idealizados para determinação do erro refrativo, havendo vários tipos dependendo do princípio subjacente. O advento da tecnologia tornou estes equipamentos mais sofisticados e precisos, sendo que várias publicações defendem a superioridade dos auto-refratómetros modernos em termos de precisão e reprodutibilidade por comparação com a esquiascopia. A razão para o aumento da popularidade destes dispositivos é a sua rapidez, precisão razoável e reprodutibilidade.

No entanto, deve ser sempre tido em conta que a esquiascopia confere algumas informações que os autorefratómetros convencionais não adquirem (por exemplo, sobre a presença de opacidades /irregularidades dos meios).

PRINCÍPIOS FÍSICOS

Os **auto-refratómetros** actuais baseiam-se em princípios utilizados nas primeiras tentativas históricas de automatização da refração, sendo por isso importante a compreensão desses princípios e das dificuldades que impediram o sucesso da refração automática no passado.

Em 1619, Christopher Scheiner observou que erros refrativos do olho podiam ser determinados através de buraco estenopeico duplo.

O conjunto das suas observações é descrito como *princípio de Scheiner:*

- Os raios luminosos paralelos provenientes de um objeto distante focados num ponto único da retina de um paciente emétrope são limitados a dois pequenos feixes por meio de um duplo buraco estenopeico diante da pupila.
- Num olho miope os dois feixes cruzam-se na câmara vítrea em frente à retina e por isso são observados dois pontos luminosos
- · Num olho hipermetrope os raios luminosos são

interceptados pela retina antes de se encontrarem e por isso também são percepcionados dois pontos luminosos.

Estes dois pontos de luz fundem-se num único ponto em caso de coincidência do duplo buraco estenopeico com o ponto distante (far point) do olho.



Fig. 1 princípio do disco duplo estenopeico de Scheiner



Fig. 2 Christopher Scheiner-1620

Desta forma, o erro refrativo do olho pode ser determinado com base no tal ponto distante do olho ajustando a posição do objeto (realizado de forma óptica pelo auto-refratómetro) até à visão de um único ponto de luz pelo paciente¹.

Em 1759, Porterfield definiu o termo optómetro para descrever um instrumento de medição dos limites de visão nítida. O princípio óptico subjacente é conhecido como princípio do optómetro. Este princípio permite a variação contínua de poder dióptrico nos instrumentos de refração¹.

- Os auto-refratómetros baseados neste princípio utilizam uma lente convergente única colocada a uma distância do olho (ou do plano dos óculos) igual à sua distância focal ao invés de lentes de prova permutáveis.
- A luz proveniente de um alvo localizado diante da lente entra no olho com vergências diferentes (zero, negativa ou positiva) consoante a posição do alvo.
- A vergência da luz no plano focal da lente do optómetro apresenta uma relação linear com a deslocação do alvo.
- Uma escala com espaçamento adequado traduz o número de dioptrias de correção.



Fig 3. princípio do Optómetro

O princípio da refratometria meridional (descrito em 1960) veio permitir a determinação precisa e automática do astigmatismo regular, medindo os eixos e potência dos principais meridianos. Permite portanto que a posição dos eixos principais e respectivos poderes refrativos possam ser determinados por cálculos matemáticos após obtenção de medições da refração esférica em pelo menos três meridianos arbitrários. Esse cálculo matemático baseia-se na chamada função do seno-quadrado. As três medições de poder dióptrico em três meridianos resultam em três pontos no gráfico da função de seno-quadrado. A partir daqui, a restante curva pode ser extrapolada para cálculo dos valores mínimo e máximo de poder refrativo, ou seja os principais planos de focagem.

AUTO-REFRATÓMETROS

Desde 1960 o rápido desenvolvimento da eletrónica e da informática permitiu o aparecimento de métodos e



Fig 4. princípio da refratometria meridional (1960)

instrumentos inovadores para refração clínica automatizada, de modo a eliminar as limitações dos refratómetros antigos².

Os auto-refratómetros modernos projetam luz infravermelha dentro do olho, empregando vários princípios ópticos para determinar as características refrativas do olho a partir da medição da luz refletida do fundo ocular. Os refratómetros objetivos automáticos requerem uma perícia mínima do operador e pouca cooperação do paciente. Eles são verdadeiramente objetivos porque dispensam qualquer julgamento subjetivo da parte do paciente ou examinador. De qualquer forma, é sempre requerida alguma cooperação pelo paciente, e as medições sofrem interferência por pupilas pequenas ou meios opacos ou irregulares³.

A acomodação associada à utilização de um alvo opticamente distante mas objetivamente próximo pode induzir erros na medição da refração (fenómeno designado por miopização ou acomodação reflexa). Os dispositivos modernos utilizam lentes de fogging para visualização do alvo de fixação relaxando dessa forma a acomodação (ao acomodar o paciente desfoca ainda mais o objeto alvo).

Os refratómetros objetivos modernos são focados automaticamente, eliminando a variabilidade introduzida pela acomodação do examinador. A focagem automática em vários meridianos é efectuada de forma rápida, com um número e localizações dos meridianos analisados variáveis em função do método de avaliação de imagem e análise de erro refrativo próprios de cada instrumento. A capacidade de processamento digital dos refratómetros automáticos atuais permite o cálculo da refração em poucos segundos. As principais dificuldades com auto-refratómetros resultam de fatores humanos, tais como má fixação e flutuação da acomodação, incluindo miopização reflexa. Nos últimos anos, vários métodos de fogging e tracking automáticos tem sido desenvolvidos para ultrapassar essas limitações, colmatando as variações instantâneas de fixação ou acomodação ou ambos.

■ DESIGN BÁSICO DO AUTO-REFRATÓMETRO MODERNO²

Os componentes básicos são a fonte de luz infravermelha,

o alvo de fixação e um optómetro.

O optómetro necessita de uma luz "invisível" (infravermelha) para evitar que na medição haja o estímulo acomodativo indesejado e para permitir uma fixação confortável. A fonte de luz infravermelha (800-900 nm) é utilizada porque é invisível e de certa forma ajuda a ultrapassar o problema da acomodação reflexa².

No entanto, a utilização de infravermelhos para avaliação da focagem apresenta alguns problemas. Por exemplo, o examinador não pode efectuar a calibração do sistema de focagem e precisa de um método indirecto. O plano de refração na retina pode também diferir entre radiação visível e infravermelha. Em termos de precisão, a aberração cromática do olho é um problema uma vez que o olho humano foca de maneira diferente a luz de diferentes comprimentos de onda. Tendo em conta o objetivo de determinação do erro refrativo do olho em luz visível (amarela), um fator de correção de cerca de 1.00 D é incorporado em qualquer dispositivo infravermelho³. Uma variedade de alvos foi utilizada para fixação desde animações a desenhos com desfocagem periférica para relaxamento da acomodação. O alvo de fixação serve para ajudar a controlar a fixação e acomodação do paciente. A acomodação é relaxada no seu máximo quando o paciente identifica um "cenário visual" tipicamente observado à distância, o que pode ser atingido utilizando alvos de fixação compostos por fotografias ou animações de "cenários naturais de exterior".

Todos os auto-refratómetros actuais utilizam uma técnica de fogging para relaxamento da acomodação antes da refração objetiva.

É por esta razão que os pacientes reportam uma desfocagem do alvo antes das medições (é o efeito das lentes de fogging)³.

Os auto-refratómetros possuem um optómetro no componente de medição do aparelho. O sistema de lentes constituinte do optómetro tem a vantagem de uma relação linear entre a distância lente-olho e a refração ocular no meridiano sob medição.

Esta imagem é analisada por um dispositivo sensível à radiação infravermelha.



Fig 5. Design básido do auto-refratómetro moderno⁵

■ COMPARAÇÃO ENTRE REFRATÓMETROS SUBJETIVOS E OBJETIVOS⁴

1. Fonte de luz. Os refratómetros objetivos utilizam níveis baixos de luz infravermelha invisível para realização da refração, enquanto os refratómetros subjetivos utilizam luz visível.

2. Tempo requerido para refração. O refratómetro objetivo é mais rápido (1-2 min).

3. Informação fornecida. Os refratómetros subjetivos fornecem mais informação, e a acuidade visual corrigida é obtida como parte do procedimento de refração. Informações sobre opacidades, aberrações, fixação e tendência acomodativa – não é avaliada nos objetivos mas sim obtida durante a esquiascopia.

4. Cooperação do paciente. O refratómetro objetivo requer menos cooperação do paciente, uma vez que os pacientes necessitam apenas de se manter imóveis fixando um alvo. Em geral, foi verificado que as crianças acima de 5 anos de idade podem fazer refração com refratómetros objetivos, enquanto os refratómetros subjetivos são úteis em crianças acima dos 8 anos com capacidade de cooperação. Independentemente do instrumento utilizado, as crianças devem ser sujeitas a refração cicloplégica.

5. Fatores oftalmológicos. Como podem limitar a performance dos refratómetros ?

- Refratómetros objetivos têm resultados melhores do que refratómetros subjetivos na presença de doenças maculares com meios ópticos claros.
- A performance de refratómetros objetivos e subjetivos é igual na presença de opacidade de meios que provocam diminuição da acuidade visual de Snellen até 6/18.
- Numa diminuição da acuidade visual maior que 6/18, uma refração subjetiva pode ser obtida de forma grosseira.

6. Capacidade de "sobre-refração" (over refraction)⁵

A sobre-refração em pacientes com óculos, lentes de contacto ou lentes intraoculares é mais difícil com refratómetros objetivos devido aos reflexos.

Os auto-refratómetros têm a sua principal aplicação como ponto de partida para a refração, obtendo um resultando objetivo antes do início da refração subjetiva. A maioria dos auto-refratómetros disponíveis comercialmente possuem um queratómetro automático imbutido (auto queratorefratómetro). Recentemente, foram desenvolvidos novos equipamentos com capacidade de realização de topógrafos queráticos anteriores. A aberrometria, através da tecnologia Wavefront, é uma forma avançada de auto-refratómetro que permite avaliar aberrações de alta ordem cujas distorções têm um impacto importante na qualidade de visão^{2,3}.

Os auto-refratómetros são sem dúvida um dos instrumentos mais úteis na consulta de rotina que permitiram nas últimas décadas automatizar o rastreio da refração de uma forma reprodutível e fiável, sendo sempre necessário uma confirmação clínica por um médico oftalmologista.

AGRADECIMENTOS: Gostaria de agradecer ao médico interno Manuel Marques do IOGP que me ajudou na pesquisa deste tema, bem como aos restantes internos.

BIBLIOGRAFIA

- 1. Clinical Optics by Andrew R. Elkington 3rd Edition
- 2. Ophthalmology 5th Edition- Yanoff & Duker
- 3. Automated refraction Design and applications, Optometry Today
- 4. Theory & Practice of Refraction by AK Khurana 4rd Edition
- 5. Clinical Optics AAO.org

AVALIAÇÃO DA ACUIDADE VISUAL Sob Encandeamento

Falcão Reis Centro Hospitalar Universitário S João/Faculdade de Medicina da Universidade do Porto

A medição da acuidade visual é habitualmente realizada usando optótipos de Snellen de elevado contraste em salas escurecidas. As letras de elevado contraste e o baixo nível de iluminação das salas de consulta fazem com que haja uma incompleta informação acerca da capacidade da função visual do doente em ambientes reais fora do consultório.

É por esta razão que muitos doentes operados a cataratas, transplantes da córnea ou submetidos a cirurgia refractiva se queixam de má visão apesar da acuidade de 10/10 registada no consultório. Pela mesma razão, inversamente, doentes com catarata nuclear ou cortical e visões próximas dos 10/10 quando colocados em situações de encadeamento queixam-se de uma baixa acentuada da visão.

A importância da medição da acuidade visual na presença de uma fonte de encandeamento é inegável. A medição da função visual em condições de encandeamento deve ser feita em condições que permita uma avaliação quantitativa e objectiva.

Neste capitulo vamos introduzir alguns conceitos básicos sobre encandeamento e descrever os principais testes disponíveis no mercado.

DEFINIÇÃO

O termo encandeamento (glare) tem vários significados. O encadeamento incapacitante (disability glare) resulta na redução da visão devido à luz situada dentro do campo de visão¹.

O exemplo típico é a diminuição da visão que ocorre durante a condução nocturna (Fig. 1).

Outro tipo de encandeamento a que podemos chamar de encandeamento de adaptação (adaptation glare) ocorre quando saímos de uma zona escura para uma zona muito iluminada.

Considera-se, ainda, o encandeamento desconfortável ² (discomfort glare) que corresponde à fotofobia ou aversão à luz (Fig. 2).



Fig. 1 - Encandeamento causado por uma fonte de luz dentro do campo de visão. A intensidade do encandeamento é função da luminância da fonte de encandeamento e do ângulo entre a fonte de luz e o eixo visual.



Fig. 2 - Encandeamento desconfortável ou fotofobia

Finalmente o termo encandeamento pode ser usado em situações em que os doentes vivenciam fenómenos luminosos mais específicos como halos, disfotopsias e fenómenos entópticos ³.

PRINCÍPIOS E MECANISMOS DO ENCANDEAMENTO INCAPACITANTE

Aceita-se que o encandeamento é causado por imperfeições dos meios ópticos que levam a um atravessamento não uniforme da luz incidente até à retina. Este tipo de dispersão da luz é chamada anterógada em oposição à dispersão retrógada que corresponde à luz reflectida pelo olho (Fig. 3).



Fig. 3 – O cristalino é responsável pela maior parte da luz dispersa intraocular. A dispersão anterior reduz a qualidade da imagem na retina. A dispersão posterior permite a visualização do cristalino na lâmpada de fenda

Há dois modelos teóricos de caracterização da luz dispersa (Fig. 4).



Fig. 4- Dispersão de rayleigh e de Mie. Na dispersão de Rayleigh a dispersão é dependente do comprimento de onda e a dispersão anterior e posterior equalizam-se. No modelo de Mie a dispersão não depende do comprimento de onda e dispersão anterior excede a posterior. i) teoria de Rayleigh. Aplicável a pequenas partículas, a teoria de Rayleigh postula que a dispersão é maior nos comprimentos de onda menores o que significa que a dispersão é maior para a luz azul do que para a luz vermelha. A dispersão anterógada e retrógada equalizam-se.

ii) teoria de Mie. Segundo a teoria de Mie a dispersão não depende do comprimento de onda. Aqui a dispersão anterógada excede a retrógada.

Sabe-se que no olho normal ou no olho com patologia a dispersão dominante é do tipo Mie.

Nas pessoas normais, a córnea é responsável por cerca de 30% da luz dispersa, o cristalino por 40% e a retina por aproximadamente $20\%^4$.

A dispersão da luz proveniente do objecto do olhar degrada a qualidade da imagem ao reduzir o contraste na retina. Uma segunda fonte de luz, fora do eixo visual, aumenta a dispersão da luz e degrada ainda mais a imagem. Este efeito adicional, criando uma luz difusa sobre a retina e reduzindo o contraste explica o *encandeamento desconfortável*⁵.

Diversos estudos laboratoriais mostram que a intensidade desta luz difusa pode ser medida e usada como indicador da intensidade do encandeamento. A intensidade do encandeamento depende do ângulo entre a fonte de luz que provoca o encandeamento e o objecto de fixação e da quantidade da luz medida no plano do olho (Fig. 1).

A formula de cálculo, conhecida por Stiles Holiday é:

Lv= $(10E/\Theta 2)$ para 1°< Θ < 30°, onde Lv é luminância da luz difusa, E é a iluminação na córnea e Θ o ângulo entre o eixo visual e a fonte de luz que provoca o encandeamento. De notar que quanto menor o valor de Θ maior o encandeamento.

A idade, o nível de pigmentação e o ângulo da fonte da luz encandeadora fora do intervalo da fórmula limitam, ou impedem, a aplicação da equação de Stiles Holiday.

A variação do encandeamento com o quadrado da distância entre o observador e a fonte releva a importância de manter constantes estes parâmetros seja qual for o teste de encandeamento utilizado.

Apesar do encandeamento ser explicado pelos factores físicos e ópticos supracitados há outros factores a ter em conta como, por exemplo, a inibição neuronal a nível retiniano⁶.

O EFEITO DO ENCANDEAMENTO NA SENSIBILIDADE AO CONTRASTE

A redução do contraste causada pelo encandeamento é calculada pela seguinte equação:

Ca = Lo/ (Lo+Lv), onde:

Ca é o factor de atenuação.

Lo a luminância média.

Lv a luminância difusa.

O contraste é definido pela equação de Michaelson:

C = (Lmax - Lmin) / (Lmax + Lmin).

O efeito do encandeamento na sensibilidade ao contraste está na base da maior parte dos testes que avaliam o encandeamento incapacitante.

PRINCÍPIOS SUBJACENTES AOS TESTES DE ENCANDEAMENTO

Os critérios gerais para que um teste de encandeamento seja adequado para o fim a que se propõe são a capacidade discriminativa – a capacidade de discriminar entre indivíduos normais e indivíduos com patologia - e a validade, isto é, a correlação entre a métrica do teste e as condições reais vivenciadas nas tarefas do dia-a-dia⁷.

A maior parte dos testes de encandeamento são muito simples. Consistem na avaliação da função visual na presença de uma fonte de encandeamento. A diferença entre a medição da função visual sem e com encandeamento permite quantificar o encandeamento incapacitante.

A fonte de luz deve ser difusa e não oriunda de um ponto do campo visual. Se for oriunda de um ponto do campo visual a luz tem que ter elevada intensidade de modo a impedir a fixação directa do foco de luz encandeante.

PRINCIPAIS TESTES DE ENCANDEAMENTO

BAT (brighteness acuity tester)

É um teste simples e barato. Consiste num dispositivo portátil de pequenas dimensões com uma calote de esfera que se encosta ao olho com um orifício no centro. O doente olha para uma escala de optótipos ou para um teste de sensibilidade ao contraste enquanto a luminância da hemi-esfera é feita variar em três níveis pré definidos. Há vários trabalhos que apontam para a eficiência do BAT na deteção de doentes com redução da visão em situações de encandeamento⁸. Porém, apesar da facilidade de uso e do baixo preço, o BAT tem levantado dúvidas em relação à validade⁹ (Fig. 5).



Fig. 5 - BAT. Teste portátil constituído por uma cúpula retro-iluminada que encosta ao olho. Um orifício no centro da cúpula permite olhar para uma escala de optotipos ou para um teste de sensibilidade ao contraste.

Vistech MCT8000.

Teste de sensibilidade ao contraste que incorpora

uma fonte de luz numa unidade portátil. A posição e a intensidade da fonte de luz encandeadora são feitas variar através de uma consola de comando, assim como as dimensões e a luminância dos optótipos. Neumann chamou à atenção para a deficiente validade do teste e para o tempo prolongado de execução do exame¹⁰ (Fig. 6).



Fig 6 - Vistech MCT8000. Teste de sensibilidade ao contraste sob condições de encandeamento numa unidade portátil.

CSV1000E

Teste de sensibilidade ao contraste com oito níveis de contraste e várias frequências espaciais e que incorpora duas fontes de luz com três níveis de luminância. O teste é de fácil execução e mostrou ter um elevado nível de reprodutibilidade (Fig. 7). O coeficiente de reprodutibilidade é semelhante ao do teste de Miller- Nadler¹¹.

Shandiz et al. demonstraram que o teste tem boa capacidade discriminativa e é útil na avaliação da progressão da catarata¹².



Fig. 7 - Teste CSV1000E. Teste de sensibilidade ao contraste com oito níveis de contraste e várias frequências espaciais e dois focos de luz com três níveis de luminância

Teste de Miller-Nadler

Consiste num projector de optotipos que usa o C de Landolt como estímulo. O contraste dos optótipos varia entre 80 a 2.5%. Os optótipos são projectados sobre um fundo iluminado uniforme e de luminância constante (Fig. 8). O limiar é definido como o estímulo de menor contraste correctamente identificado. Mostrou ter baixa reprodutibilidade pelo que nunca foi usado em larga escala¹³.



Fig. 8 - Teste de Miller-Nadler. Os optótipos de contraste variável são projectados sobre um fundo uniformemente iluminado de intensidade constante.

C-quant

Baseado no chamado método de "comparação da compensação"¹⁴.

Consiste em dois hemi-círculos rodeados por um anel iluminado por uma luz intermitente que serve de fonte de encandeamento (Fig. 9). A luz de fundo e os dois hemicirculos são percepcionados como intermitentes. Uma luz intermitente em contra-fase é apresentada num dos hemi-ciclos e é perguntado ao observador qual dos hemicirculos apresenta maior "flicker". O processo é repetido com vários níveis de luz de compensação. Os valores mais altos de compensação correspondem a uma maior sensibilidade ao encandeamento¹⁵.



Fig. 9- C-quant. Teste baseado no princípio da "comparação da compensação". O examinando tem que equalizar o flicker de dois hemicirculos sobre um fundo que serve de fonte encandeadora.

Halometer de Aston

Teste realizado num Ipad sob controlo de um Iphone (Fig. 10). A aplicação do *Halometer* faz aparecer uma fonte de luz de encandeamento no centro do écran do Ipad ao mesmo tempo que são apresentados optótipos de diferentes

contrastes ao longo de oito meridianos e com diferentes excentricidades. O controlo das imagens que aparecem no Ipad é feito por bluetoth a partir de um Iphone.

Apesar da simplicidade do teste há pelo menos um artigo que demonstra a utilidade do teste em doentes com catarata e em doentes com glaucoma¹⁶.



Fig. 10 - Halometer de Aston. Teste de encandeamento que usa o écran de um Ipad. No centro do écran está a luz encandeadora. Os optótipos de contraste variável são apresentados ao longo de oito meridianos a diferentes excentricidades. O teste é controlado por um Iphone via bluetoth.

Com o advento de novos métodos de tratamento de patologias oculares comuns como a DMI, catarata e o glaucoma e de novas cirurgias como a cirurgia de implantação de lentes intra-culares multifocais e as cirurgias refractivas sobre a córnea, a função visual pode e deve ser avaliada através de testes com maior sensibilidade na detecção de pequenas alterações visuais. Os testes devem, ainda, ter capacidade de reproduzir nos consultórios a realidade do dia-a-dia.

Os testes que combinam a sensibilidade ao contrate e a resposta ao encandeamento são particularmente adequados para preencher estas necessidades. O problema da utilização em grande escala dos testes de sensibilidade ao contraste sob encadeamento reside na deficiente estandardização dos parâmetros de avaliação o que explica a reduzida, até à data, aplicação clínica.

Apesar deste tipo de testes revelarem um grande potencial, pela capacidade de detecção de pequenas disfunções e pela capacidade de simularem no consultório as condições reais de execução das múltiplas tarefas do dia-a-dia, é imperativo implementar um sistema "standard" que permita a utilização clínica em grande escala.

BIBLIOGRAFIA

- 1 Koch DD (1989) Glare and contrast sensitivity testing in cataract patients. Journal of Cataract and Refractive Surgery. 15:158-64.
- 2 Van den Berg TJ (1991) On the relation between glare and straylight. Documenta Opththalmologica 78: 177-81.
- 3 Davison JA (2000) Positive and negative disphotopsia in patients with Acrylic intraocular lenses. Journal of Cataract and Refractive Surgery. 26:1346-55.
- 4 Yuan R, Yager D, Guethlein M, OliverG et al (1993) Controling unwanted sources of threshold change in disability glares studies: a prototype apparatus and procedure. Optometry& Vision Science 70: 976-8.
- 5 Rubin GS, Stark WJ, (1995). Current status of contrast sensitivity and glare testing in evaluation of the cataract patient. Ophthalamol Clinics of North America 8: 539-546.
- 6 Van der Berg et Al (1991). Dependence of intraocular straylight on pigmentation and light transmission through the ocular wall. Vision research 31: 1361-7.
- 7 Aslam TM et al (2005) Development of a forced choice photographic questionnaire for photopic phenomena and its testing. Reapitability, reliability and validity. Ophthalmologica 218: 402-10.
- 8 Elliot D, Bullimore M (1993). Assessing the reliability, discriminative ability, and validity of disability glare tests. Investigative Ophthalmology & Visual Science; 34 (1):108-119
- 9 Elliott DB, Situ P (1998). Visual acuity versus letter contrast sensitivity in early cataract. Vision Research;38 (13):2047-2052.
- 10 Neumann et al, (1988) Glare disability devices or cataractous eyes: A consumer's guide. Journal of Cataract and Refractive Surgery. 14:212-6)
- 11 Kelly SA, Pang Y, Klemencic S (2012). Reliability of the CSV-1000 in adults and children. Optometry and Vision Science. 2012;89(8):1172-1181
- 12 Shandiz J, Kerakhshan A, Daneshyar A, Azimi A, Moghaddam H, Yekta A, Yazdi S. (2011)Effect of cataract type and severity on visual acuity and contrast sensitivity. Journal of Ophthalmic and Vision Research; 6(1):26-31
- 13 Waring GO, Lynn MJ, Gelender H, et al (1985). Results of the prospective evaluation of radial keratotomy(PERK) study one year after surgery. Ophthalmology; 92:177-198.39.
- 14 Franssen L., Coppens J.E., Van den Berg T.J (2006). Compensation comparison method for assessment of retinal straylight. Invest Ophthalmol Vis Sci. 47:768–776.
- 15 Van der Meulen IJ, Engelbrecht LA, Van Vliet JM, Lapid-Gortzak R, Nieuwendaal CP, Mourits MP, et al. (2010) Straylight measurements in contact lens wear. Cornea. [Epub ahead of print].
- 16 Kimlin JA, Black AA, Wood JM (2017). Nighttime driving in older adults: Effects of glare and association with Mesopic visual function. Investigative Opthalmology & Visual Science;58(5):2796

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

AVALIAÇÃO DA ACUIDADE VISUAL EM Idade Pediatrica (pré-escolar)

Madalena Monteiro Centro Hospitalar Universitário de Coimbra

A determinação da acuidade visual numa criança é um desafio tanto maior quanto mais pequena é a criança, mas é um passo fundamental do exame oftalmológico.

São vários os exames disponíveis de acordo com a idade da criança.

FIXAÇÃO

Em lactentes podemos avaliar se fixa e segue a luz, e posteriormente, o reconhecimento da face humana e brinquedos à sua volta, principalmente de cores fortes. Após os 3 meses a criança deve, além de fixar, conseguir seguir um brinquedo na horizontal e vertical.

Em crianças com estrabismo a velocidade com que recupera a fixação com o olho destapado também dá uma ideia da presença de ambliopia

Alguns autores falam também em seguir bolas coloridas de tamanhos progressivamente mais pequenos em tapetes de cor clara.



Fig. 1 - Criança a apanhar berlindes de tamanhos diferentes no chão.

PEV

É um método trabalhoso e dispendioso que raramente se utiliza na prática clínica para determinar a acuidade

visual. É útil para confirmar uma cegueira cortical em crianças muito pequenas com fundo ocular normal, reflexos pupilares normais e nistagmo optocinético duvidoso ou ausente. Em crianças muito pequenas pode sempre tratar-se de um atraso na maturação.

O PEV poderá também ser útil na avaliação de uma ambliopia relativa com estímulos pattern em que temos uma diminuição da amplitude em vez da latência do olho afectado.

NISTAGMO OPTOCINÉTICO

Ao apresentar um tambor rotatório com riscas brancas e pretas (tambor de Barany) é despertado um nistagmo com fase rápida no sentido oposto ao movimento das riscas. Através da diminuição da espessura das riscas podese determinar a espessura mínima capaz de despertar nistagmo e desse modo inferir a AV.

É um método mais usada em investigação que na prática clínica.

OLHAR PREFERENCIAL

Baseia-se no facto de que a criança prefere olhar para uma figura ao invés de uma superficie branca. Apresenta-se uma placa a cerca de 40 cm de distância que tem de um dos lados riscas brancas e pretas e do outro é lisa (placas de Teller). As riscas vão progressivamente diminuindo de espessura. Através de um pequeno orifício na placa o examinador observa para que lado da placa a criança dirige o olhar. Este é um teste de visão de perto.

Com as raquetes de Lea pode-se fazer o olhar preferencial a distâncias mais curtas e a crianças com baixa visão ou problemas cerebrais com paralisia cerebral.

CARDIFF CHART

Este método foi desenhado pela Dra Margaret Woodhouse. Consiste em placas com um desenho de um lado e brancas do outro. A placa é apresentada a 50 ou 100 cm de distância e à altura do olhar da criança. O desenho está ora na parte de baixo ora na de cima e verifica-se para onde a criança

dirige a atenção. Consiste em 11 níveis de dificuldade com 3 placas em cada um.



Fig. 2 - Teste do olhar preferencial



Fig. 4 - Ortoptista a explicar o teste com os símbolos de LH



Fig. 3 – Teste das raquetas de Lea



SÍMBOLOS DE LEA - ESCALA DE LH

É composto por 4 símbolos: uma casa, uma maça, um quadrado e um círculo. O examinador aponta para um desenho e pede à criança que aponte um igual no cartão que tem na mão. É possivel realizar em crianças a partir dos 2-3 anos, assim que elas entendam o conceito de igual. Este teste pode ser realizado a 3 ou 6 metros de distância, havendo alguns projectores de optótipos que já o incluiem.

FIGURAS DE ALLEN

São apresentadas várias figuras facilmente reconhecidas pela criança. Pode-se pedir à criança que as nomeie, do mesmo modo que as letras de Snellen, ou que, num cartão que tem na mão, identifique o igual. É feito à distância.

TESTE DE PIGASSOU

Semelhante às figuras de Allen o teste da Madame Pigassou apresenta também vários desenhos facilmente identificáveis pela criança e pode ser feito à distância ou para perto.

Fig. 5 - Desenhos de Allen



Fig. 6 Escala de perto de Pigassou

TESTE DAS FIGURAS DE KAY

Teste semelhante ao de Allen

FIGURAS DE WRITH

Neste teste os desenhos apresentados são compostos por linhas brancas e pretas paralelas e perpendiculares.



Fig. 7 - Figuras de Wrigth

HTOV

São mostradas à criança as 4 letras: H, T, O e V. Num cartão que a criança tem nas mãos aponta qual a letra igual à que o examinador está a mostrar. As letras do examinador estão dispostas em círculo.

Há também a variante com mais letras que são: U, X, T, O, H, V, A

E DE SNELLEN

É mostrado um E à criança que tem de identificar para que lado está virado: cima, baixo, esquerda ou direita. A criança pode dizer o lado, com a mão apontar para onde está a letra virada ou com um "E" em cartão ou plástico que segura nas mãos posicioná-la de igual modo ao que está a ser apresentado. Há uma variante do teste em que o desenho mostrado é uma mão aberta.

C DE LANDOLT

À semelhança do E de Snellen a criança tem de identificar em que lado do círculo está a abertura que torna este em C.

CARROS DE RODAS PARTIDAS

Tendo por base o C de Landolt, é apresentado à criança um cartão com 2 carros desenhados em que num deles as rodas são incompletas com o C em vez de um círculo nas rodas. A criança tem de identificar esse carro.



Fig. 8 - Carro de rodas partidas

BIBLIOGRAFIA

- 1. Rui Castela, Estrabismo, Lidel 2006; pag 31-34
- 2. Jack J. Kanski, Clinical ophthalmology, Butterworth-Heinemann,1999; cap 13, pag 527-528 (AV),pag 533-536.
- 3. American Academy of Ophthalmology, Basic and Clinical Science Course, 12018-2019, section 6 - Pediatric Ophalmology and strabismus, pag 15 a 17.
- 4. J.C. Castiel; J.C. Pastor, La refracción en el niño, MacGraw-Hill-interamericana, 1997, pag 92-96
- Gunter K. Van Noorden, Binocular Vision and Ocular Motility, Theory and managment os strabismus; 5th edition, St Louis: Mosby-Year book.Inc; pag 155-159

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA
Sensibilidade ao contraste

F. Falcão-Reis Centro Hospitalar Universitário de S João / Faculdade de Medicina do Porto

Desde há mais de 100 anos que os médicos usam a escala de Snellen para avaliar a visão.

A escala de Snellen avalia a função visual em condições de elevado contraste.

No mundo real, porém, as tarefas do dia a dia não põem à prova a capacidade de ver letras pequenas muito contrastadas sobre um fundo brilhante. Pelo contrário, a maior parte das tarefas exigem capacidade de ver objectos de configuração e dimensões muito diferentes em condições de iluminação que variam desde o sol do meio-dia até ao entardecer.

Algumas pessoas, apesar da acuidade visual de 20/20, queixam-se que não veem bem. São estes os doentes que apresentam uma redução da sensibilidade ao contraste¹.

DEFINIÇÃO

A sensibilidade ao contraste (SC) pode ser definida em termos simples como a capacidade de distinguir os contornos de um objecto. A definição científica é dada pela razão entre a diferença de luminância e sua soma, com a seguinte formulação matemática C = (Lmax - Lmin) / (Lmax + Lmin). A SC distingue-se da luminância média que é dada pela formula L= (Lmax+Lmin) / 2.

A medição da acuidade visual assume alguns pressupostos relativos ao sistema visual. Um desses pressupostos reside na convicção que a capacidade de ver pequenos objectos leva a que não haja dificuldade em ver objectos maiores. O outro pressuposto é que o contraste não é importante para o reconhecimento de uma disfunção visual. É devido a este pressuposto que as letras usadas como optótipos têm todas o máximo contraste.

Porém, enquanto que o contraste máximo é requerido para ver objectos pequenos o nível de contraste para ver objectos maiores depende do próprio tamanho do objecto. A medição da SC avalia a resposta do indivíduo a objectos de dimensões diferentes em situações de contraste variável. A curva de sensibilidade ao contraste ou função de sensibilidade ao contraste é a representação gráfica da capacidade de visão de objectos de diferentes dimensões. A acuidade visual é apenas um ponto da curva e representa o

maior poder resolutivo em condições de máximo contraste².

MEDIÇÃO

A medição da SC utiliza tipicamente como estímulo visual

barras de variação sinusoidal³.

As barras escuras e claras de igual largura têm sido usadas desde o século dezoito para medir a visão.

O padrão mais habitual é um conjunto de barras alternadamente claras e escuras com bordos esbatidos, isto é, com um gradiente sinusoidal de variação da luz (Fig. 1).



Fig. 1 – Barras de variação sinusoidal e barras de variação rectangular. Um ciclo é definido por duas barras, uma escura e uma clara.

A razão para usar barras com variação sinusoidal da luz tem a ver com o facto de se estabelecer uma relação directa entre o estímulo e a resposta. Tal como acontece no som, em que qualquer som pode ser sintetizado pela combinação de tons (ondas sonoras), em teoria qualquer imagem pode ser construída pela combinação correcta de grades sinusoidais⁴ (Fig. 2).

Análise de Fourier



Fig. 2 – A transformada de Fourier permite criar uma onda rectangular pela soma de ondas sinsusoidais de frequência espacial crescente em número suficiente. Em teoria qualquer imagem por mais complexa que seja pode ser decomposta em ondas sinusoidais.

A frequência espacial de um conjunto de barras é expressa em ciclos por grau de ângulo visual. Um ciclo é um par adjacente de barras uma escura e uma clara. Uma baixa frequência espacial contém poucas barras num grau de ângulo visual e é constituído por barras largas. Uma alta frequência espacial contém muitos ciclos por grau e, por conseguinte, é constituído por barras finas (Fig. 3)



Fig. 3 – frequência espacial e acuidade de grades. Uma grade de alta frequência espacial contém um maior número de barras do que uma grade de baixa frequência espacial. A acuidade visual de Snellen pode ser convertida em frequência de grades dividindo 600 pelo denominados da acuidade da escala de snellen

Para se medir a curva da sensibilidade ao contraste fazemos variar quer as dimensões das barras quer o contraste mantendo a mesma luminância. O contrate mínimo que permite a visualização das barras representa o limiar do contraste para o observador. A sensibilidade ao contraste é o inverso do limiar. Quanto mais baixo o limiar maior a sensibilidade ao contraste. A SC medida com barras de diferentes dimensões dá a curva da sensibilidade ao contraste também designada por função de transferência da modulação(Fig 4).



Fig. 4 – variação da sensibilidade da sensibilidade ao contraste em função das dimensões do objecto.

Fisiologia

A curva da SC é determinada em parte por factores ópticos e em parte por factores neuronais. Enquanto que o cut-off nas altas frequências espaciais é determinado quer pelos factores opticos quer pelos factores neuronais a diminuição da sensibilidade nas altas frequências espaciais é consequência da atenuação resultante apenas de factores neuronais.

Considerando a resposta eléctrica, registada com microeléctrodos, de uma célula ganglionar verifica-se uma similitude com a resposta da curva da SC.

As células ganglionares possuem campos receptores concêntricos de polaridade oposta. Os sinais provenientes do centro e da periferia são aditivos e podem cancelar-se mutuamente⁵.

Deste modo, para cada célula ganglionar, tal como acontece na curva da SC , há um tamanho óptimo do estímulo que provoca uma excitação máxima e uma inibição mínima⁶. Se o estímulo for maior do que a área central causa mais inibição do que excitação e a resposta diminui. O mesmo sucede quando o estímulo for menor do que o óptimo (Fig. 5).



Fig. 5 – o estímulo óptimo para obter uma resposta máxima de uma célula ganglionar é aquele em que a luz incide no centro on e não há luz na periferia off. Quando a luz não preenche completamento o centro on ou quando a luz extavasa o centro on e incide sobre a periferia off a resposta ganglionar é sub-óptima.

Este fenómeno conhecido por sintonia espacial permitiu a Enroth-Cugell e Robson⁷ distinguir dois tipos de células ganglionares, as células X e células Y. As células X e Y exibem características psicofísicas e electrofisiológicas distintas e subservem o sistema parvocelular e magnocelular.

MÉTODOS DE MEDIÇÃO

A SC pode ser medida por métodos electrofisiológicos e por métodos psicofísicos. Na prática clínica os métodos psicofísicos são os mais usados. Em todos eles é preciso ter em conta os diversos parâmetros que podem influenciar os resultados.

Luminância média

A luminância média tem um efeito muita acentuado na medição da SC. Em condições fotópicas o pico da SC é de 5 ciclos/grau o cut-off situa-se em redor dos 45 ciclos/grau. Consoante o nível de luz vai baixando o pico e o cut-off deslocam-se no sentido das baixas frequências. Em ambiente mesópico o pico de sensibilidade desaparece e a atenuação nas baixas frequências espaciais deixa de ser evidente.

Diâmetro pupilar

A redução do diâmetro da pupila deveria causar o mesmo efeito na SC do que a diminuição da luminância visto que a luminância na retina é dependente do diâmetro pupilar. Porém, a diminuição da luminosidade da retina provocada pela miose é compensada pela redução das aberrações o que faz com que o diâmetro pupilar não tenha efeito significativo nas medições.

Erro refractivo

A qualidade da imagem na retina é muito afectada pela desfocagem óptica. Os erros refractivos superiores a 1.5 dioptrias reduzem a SC nas médias e altas frequências e não têm efeito na SC nas baixas frequências espaciais.

Orientação das grades

O olho humano é mais sensível ao contraste das grades verticais e horizontais e menos sensível às grades com orientação obliqua.

Dimensões das grades

A SC aumenta em função do numero de ciclos exibidos até 10 ciclos / grau.

Idade

A sensibilidade ao contraste aumenta até aos 19-30 anos. A partir dessa idade há um decréscimo da sensibilidade nas altas e médias frequências espaciais⁸.

Agentes dopaminérgicos

As drogas com efeito dopaminergicos melhoram a sensibilidade ao contraste nas médias e altas frequências espaciais⁹.

TESTES USADOS NA CLINICA

Tábuas de Arden

Consiste em 6 placas com barras impressas¹⁰.

Em cada placa a variação do contraste faz-se de baixo para cima no sentido da diminuição do contraste. A placa é

mostrada num movimento ascendente até que o doente consiga visualizar as grades. O teste é muito afectado pela iluminação do ambiente e pela degradação do papel impresso (Fig. 6).



Fig. 6 – Tábuas de Arden. Nesta imagem estamos a avaliar de uma só vez a nossa própria curva de sensibilidade ao contrate. De notar que o pico da sensibilidade está no meio da fotografia que corresponde às medias frequências espaciais.

Vistech Acuity test

O teste Vistech consiste numa placa com 5 filas cada uma com 8 discos contendo barras com 4 orientações possíveis¹¹. O exame é realizado a uma distância de 3.05 metros de modo que cada disco subtende 3 graus de ângulo visual. Os discos na mesma fila têm a mesma frequência espacial. O contraste em cada fila diminui da esquerda para a direita. O disco de menor contraste assinalado em cada fila é registado numa folha de resultados e o conjunto das respostas permite definir a curva da SC (Fig. 7).



Fig. 7 – Teste da VIstech e folha de resultados. O examinado observa na fila a os discos da esquerda para a direita e assinala a orientação das barras (verticais, inclinadas para a direita e inclinadas para a esquerda) até deixar de distinguir as barras. O examinador regista na folha de resultados o número correspondente na fila a. O processo é repetido para as cinco filas, um olho de cada vez.

Melbourne teste

O princípio subjacente à concepção do teste de Melbourne é o de que a deteção de objectos largos com bordos definidos depende dos mesmos grupos celulares que detectam o pico da SC. Consiste num cartão com 20 discos de 23 mm de diâmetro, com quatro orientações possíveis e contraste decrescente (Fig. 8).



Fig. 8 - Teste de Melbourne. È constituído por 25 discos de barras com 4 orientações (vetical, horizontal, inclinado para a direita e inclinado para a esquerda). No teste de Melbourne todos os 25 discos possuem a mesma frequência espacial. A única variável é o contraste.

Teste de Pelli-Robson

Tabela de letras do mesmo tamanho e de contraste variável. As letras subtendem 0.5 graus à distância de de 3 metros o que determina uma frequência espacial entre 4 a 5 graus correspondendo ao pico da curva normal da sensibilidade ao contraste (Fig.9).



Fig. 9 – Teste de Pelli-Robson

Sloan Vision teste

Consiste em 5 tabelas de optótipos com as mesmas letras e contraste variável entre 4 % e 96 % (Fig. 10).



Fig. 10 - Sloan Vision teste

BIBLIOGRAFIA

- 1 Bodis-Wollner, Camisa JM : Contrast sensitivity in clinical diagnosis. Lessell S, van dalen JTW, Neuro-ophthalmology , Amsterdam , Elsevier Sc Pub , 1980,pp 373-401
- 2 Bodis-Wollner I, Camisa JM: Contrast sensitivity in clinical diagnosis. Lessell S, Van dalen JTW, Neuro-Ophthalmology, Amsterdam, Elsevier science Publihers, 1980 pp 373-401
- 3 Bodis-Wollner I: Visual acuity measurements with grating patterns. Lancet 2:503, 1975
- 4 Campbell FW, Robson JG: Application of Fourier analysis to the visibility of grating. J Physio 197 : 551, 1968
- 5 Kuffler SW: Discharge patterns and functional organization of mammalian retina. J Neurophysiol 40:37, 1952
- 6 Schade OH: Optical and photoelectric analog of the eye. J Opt Soc am 46:721,1956
- 7 Enroth-Cugell C, Robson JG: The contrast sensitivity of retinal ganglion cells of the cat. J Physiol 187:517, 1966
- 8 Beazley LD, Illingword DJ, Jahn A et al: Contrast sensitivity in children and adults. Br j Ophthalmol 64:863,1980
- 9 Cohen JL, Dowling JE: the role of the retinal interplexiform cell: effects of 6-hydroxidopamina on the spatial properties of carp horizontal cells. Brain Res 264:307, 1983
- 10 Arden GB, Jacobson JJ: A simple grating test for contrast sensitivity: preliminary results indicate value in screening for glaucoma. Invest Ophthalmol Vis Sci 17 (1): 23,1978.
- 11 Bodis-Wollner I : Test your eyes in 7 minutes. Am Health 1 (5):52, 1982
- 12 Pelli DG, Robson JG, Wilkins AJ: The design of a new letter chart for measuring contrast sensitivity. Clin Vis Sci 2 (3):187, 1988
- 13 Regan D, Neima D: Low-contrast letter charts as a test of visual function. Ophthalmology 90:1192, 1983

AVALIAÇÃO DA SENSIBILIDADE AO Contraste na criança

Catarina Paiva Centro Hospitalar Universitário de Coimbra

A determinação da sensibilidade ao contraste (SC) aumenta o nosso entendimento de como os indivíduos percebem o mundo, pois fornece uma avaliação mais completa e detalhada da função visual em relação ao mundo real (particularmente em situações de deficiência visual)¹.

A avaliação da função visual com baixo contraste acrescenta uma dimensão importante na avaliação das capacidades visuais, devendo fazer parte da avaliação funcional da visão^{1,2}. É uma competência visual importante dado que o ambiente em que nos movimentamos no dia a dia se apresenta com objetos de médio e baixo contraste.

A informação visual com baixos contrastes é essencial para a:

- Comunicação (a informação relativa às expressões faciais traduz se por pequenas sombras na nossa face)
- Orientação e Mobilidade (formas de baixo contraste como a berma do passeio, degraus)
- Atividades da vida diária- no nosso dia a dia existem numerosas atividades com baixo contraste como um café numa chávena escura, arroz branco num prato branco)
- Atividades para perto- ler e escrever em cópias ou impressões de baixa qualidade de contraste.⁶

Numa criança normovisual a SC desenvolve-se rapidamente nos primeiros 6 meses de vida, com um pico de desenvolvimento aos 3 meses, para frequências espaciais baixas. Os valores de SC atingem os valores do adulto aos 8 anos pelo que se devem correlacionar os valores de SC com a idade, devido à grande variação nos primeiros anos de vida⁸.

São inúmeras as condições pediátricas que podem alterar os valores da SC:^{1,3,9}

- Miopia- perda em frequências espaciais elevadas
- Cataratas congénitas perda de SC especialmente em valores de frequência espaciais elevadas
- Glaucoma congénito- diminuição da SC em todas as frequências espaciais
- Retinopatia pigmentar- redução da SC em todas as frequências espaciais
- Nevrite óptica diferenças acentuadas da SC interocular em fases precoces da doença

- Gliomas do nervo óptico redução significativa da SC em olhos com acuidade visual (AV) normal
- Ambliopia redução da SC especialmente nas frequências elevadas
- Défice Visual Cerebral -redução acentuada da SC em todas as frequências espaciais

O grau de défice visual que acompanha as doenças oculares na infância requer uma avaliação completa da função visual, não se podendo limitar a avaliação da acuidade visual pelos testes standart.^{2,10}

A deteção atempada da SC em tenras idades permite identificar crianças com risco aumentado de ambliopia, doenças oculares e défice visual cerebral. Também tem um papel importante na monitorização da doença, do seu tratamento bem como na determinação dos critérios para reabilitação visual.³

O teste padronizado para a avaliação da SC em adultos são as tabelas de Pelli -Robson. No entanto não são úteis nas crianças pré-escolares, dado o teste consistir em letras com aumento progressivo do contraste⁵.

Mundialmente são utilizados na prática clínica, o teste de Símbolos de Baixo contraste da Lea Hyvarinen e o teste Hiding Heidi, para avaliação SC nas crianças³.

O **teste Hiding Heidi** permite avaliar a visão de baixo contraste precocemente, necessitando apenas que a criança consiga fixar uma figura de uma face.^{2,4}

A capacidade de reconhecimento de faces aparece precocemente na infância; em bebés com poucos dias de vida há já uma nítida preferência no olhar para uma face versus um objecto.³

A capacidade do reconhecimento facial desenvolve-se durante os primeiros anos pelo que figuras de faces com contrastes distintos podem ser utilizadas em idades precoces para determinar a SC.

O teste consiste em 4 cartões, um branco e 3 cartões com caras sorridentes com diferentes níveis de contraste (100%; 25%; 10%; 5%; 2,5%; 1,25%) e a que corresponde um valor da SC de 1, 4, 10, 20, 40, 80 respetivamente. Este teste é similar ao olhar preferencial e a resposta consiste

em a criança olhar ou apontar para a face do cartão.

O teste faz-se movendo a imagem e o cartão branco à mesma velocidade em direções opostas e regista-se o comportamento visual do doente que está a ser avaliado. Em crianças colaborantes pode -se solicitar que aponte para a cara sorridente. Numa primeira etapa mostra-se o cartão com 100 % de contraste. Seguidamente, aplica se a mesma metodologia com placas com contraste progressivamente menor e regista- se a resposta a diferentes distâncias. Existem tabelas normativas para a SC com o Hiding Heidi em diferentes idades, sendo pouco sensível para crianças com mais de 2 anos. ³

Idade em meses	Limite inferior SC	Limite superior SC
3	4	10
6	4	20
9	10	20
12	10	80
18	20	80
24	40	80
36	80	80

Tabela 1 - Adaptação da tabela dos valores normativos da SC em crianças entre os 3-36 M. Age norms for grating acuity and contrast sensitivity measured by Lea tests in the first three years of life. Amal A. Elgohary1, Manal H. Abuelela2, Adel Alei Eldin.



Fig. 1 - Avaliação da SC com teste Hiding Heidi, com placa de 100% e posteriormente com a Placa de 2,5% de Contraste.

O teste de **Símbolos de Baixo contraste da Lea Hyvarinen** utiliza os habituais símbolos das tabelas da Prof Lea (maçã, quadrado, círculo e casa) com tamanho de 10 M a 1 metro , a que corresponde uma AV de 0,1; caso se realize a 2 metros corresponde a uma AV de 0,2 a 4 metros 0,4 e a 30 cm de 0,03. ^{4,7}



Fig. 2 – Teste de símbolos de Baixo contraste da Lea hyvarinen3

Apresenta-se com 5 páginas de contrastes de 25 %, 10 %, 5%, 2,5% e 1,2 %.

Os resultados da avaliação são registados numa tabela, onde no eixo vertical esquerdo se regista o número de respostas corretas, no eixo horizontal superior a distância a que o teste foi realizado.



Fig. 3 - Tabela de Registo da SC³

No caso do **Teste de Acuidade visual com baixo contraste** a utilização é idêntica à medição da acuidade visual com níveis altos de contraste, isto é, mede-se o tamanho dos optótipos mais pequenos que uma pessoa consegue reconhecer. O limiar é definido como a linha onde, pelo menos 3 dos 5 optótipos, são correctamente reconhecidos. Os optotipos são impressos a 25%, 10%, 5%, 2.5% e 1.25% de contraste^{4,7}

O teste de 2.5% é o teste mais prático para uso clínico.



Fig. 4 - Teste de Acuidade visual com baixo contraste a Lea Hyvarinen³

Os testes de SC na criança sobrestimam o limiar de SC pelo que a sua aplicação é limitada em crianças com AV normais ou próximas da normalidade¹.

No entanto são de primordial importância na avaliação funcional da visão devendo ser uma metodologia usada por rotina nas consultas de Oftalmologia Pediátrica e de Baixa Visão.

BIBLIOGRAFIA

- 1. ASHLI F. MILLING1 ,et al . The importance of contrast sensitivity testing in children. Br Ir Orthopt J 2014; 11: 9–14
- 2. Hyvärinen L.Considerations in evaluation and treatment of the child with low vision. Am J Occup Ther. 1995 Oct;49(9):891-7
- 3. lifeAmal A. Elgohary1, Manal H. Abuelela2, Adel Alei Eldin. Age norms for grating acuity and contrast sensitivity measured by Lea tests in the first three years of life.Int J Ophthalmol. 2017; 10(7): 1150–1153.
- 4. Lea Contrast sensitivity .WWW.good -lite.com
- D.BEAZLEY, D.J.ILLINGWORTH, A.JAHN, ANDD.V.GREER. Contrast sensitivity in children and adultsL. British Journal of Ophthalmology, 1980, 64, 863-866
- SUSAN J. LEAT, PhD, FCOptom, FAAO and Daniela Wegmann. Clinical Testing of Contrast Sensitivity inChildren: Age-related Norms and Validity Optom Vis Sci 2004; 81:245–254.
- 7. MerrickJMoseley,AdrianRHill. Contrast sensitivity testing in clinical practice. Article in British Journal of Ophthalmology · September 1995
- Susan J.Leat ,Naveen K.YadavElizabeth L.Irving. Development of Visual Acuity and Contrast Sensitivity in Children. Journal of Optometry Volume 2, Issue 1, 2009, Pages 19-26
- Rydberg A, Ying H. Assessment of CS in children aged 3 years 9months – 6 years with normal vision, visual impairment due too cular disease and strabismic amblyopia. Strabismus 1999; 2: 79–95.
- Lim M, Soul JS, Hansen RM, Mayer DL, Moskowitz A, Fulton AB.Development of visual acuity in children with cerebral visual impairment. Arch Ophthalmol 2005;123(9):1215-1220.

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

2. Avaliação da visão Binocular

AVALIAÇÃO DA VISÃO BINOCULAR

Augusto Magalhães Centro Hospitalar e Universitário de S.João

A avaliação da visão Binocular inclui numerosos exames de carácter objectivo e subjetivo. Alguns deles são testes rápidos realizados no exame oftalmológico de rotina, sobretudo em crianças. Outros, porém, implicam alguma tecnologia e sobretudo tempo disponível, uma vez que em alguns casos são exames demorados.

É importante enfatizar que a avaliação da visão binocular é indissociável da compreensão e do estudo da motilidade ocular. Por essa razão, as tabelas da Ordem dos Médicos nas suas sucessivas revisões, de forma mais ou menos explícita, incluem no capítulo dos Exames Especiais de Oftalmologia, um subcapítulo relativo à Avaliação da Motilidade Ocular e da Visão Binocular (tabela 1).

Código	Exame	Valor de K
07.00.01.03	Estudo moto-sensorial efectuado ao sinóptoforo	12
07.00.01.04		
07.00.01.05	Avaliação da visão binocular per- to e longe com testes subjectivos de fixação e estereopsia	6
07.00.01.06	Gráfico Sinoptométrico	18
07.00.01.07	Gráfico de Hess	10
07.00.01.08	Campo visual binocular - Cartas condução	16

Tabela 1 - Tabela da OM 2009; nesta versão não existe uma separação

 explicita do subcapítulo "Motilidade Ocular e Função Visual Binocular"

Curiosamente na versão mais recente da Tabela (2011),

foi suprimido o Código 07.00.01.05 - Avaliação da visão binocular perto e longe com testes subjectivos de fixação e estereopsia. Na proposta de revisão da Tabela de 2018, foi reintroduzido este código, e propostos vários outros exames especiais que até ao momento nunca foram considerados; pela sua importância e pela sua tradição, a "Avaliação da visão binocular perto e longe com testes subjectivos de fixação e estereopsia" será aqui abordada; os outros itens propostos, mas que não estão em vigor, não constarão deste texto. Assim, para efeitos práticos, este Capítulo será estruturado em função da Tabela 1. MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

AVALIAÇÃO DA VISÃO BINOCULAR de perto e longe com testes subjectivos de fixação e estereopsia



A avaliação subjetiva do estrabismo depende das respostas dadas pelo doente. As principais provas de avaliação subjetiva são: os testes de fusão, a torção subjetiva, as amplitudes de fusão e a estereopsia.

TESTES DE FUSÃO

As luzes de Worth e os vidros estriados de Bagolini são os testes mais usados. Nestes testes as imagens recebidas por cada olho são diferentes e diagnosticam-se a fusão, a supressão, a diplopia, a síndrome de monofixação e a correspondência retiniana anómala (Fig. 1 e Tabela 1).



Fig. 1 - Luzes de Worth e vidros estriados de Bagolini. A- Lanterna com as luzes de Worth. B- Óculos com filtro vermelho para olho direito e verde para o esquerdo. C- Através dos óculos, o doente vê as imagens vermelhas das luzes de Worth no olho direito, e as verdes no esquerdo. D- Fonte de luz (oftalmoscópio) usado nos vidros estriados de Bagolini. E- Vidros estriados de Bagolini, lentes com estrias paralelas e orientadas a 45° e 135°, e que originam imagens perpendiculares ao seu eixo. F- O olho direito vê a linha a 45° e o esquerdo a 135°.

TORÇÃO SUBJECTIVA

A componente subjetiva da torção é avaliada com as estrias de Maddox e é quantificada em graus (°) (Fig. 2).



Fig. 2 - A- Com as estrias de Maddox orientadas a 90°, o doente com torção vê a linha inclinada. B- Roda-se a estria de Maddox na armação de prova até a linha ficar horizontal (C). Neste caso, diagnostica-se a intorção (as estrias de Maddox estão a 100°, o que corresponde a 10° de intorção). Um doente com 10° de extorsão vê a linha horizontal quando as estrias de Maddox estão a 80°.

AMPLITUDES DE FUSÃO E VERGÊNCIAS

As amplitudes de fusão estudam a capacidade que o sistema visual tem de manter a fusão quando a dissociação das imagens é levada ao extremo. Estudam a convergência e a divergência para perto e para longe e a vergência vertical com a barra de prismas (Fig. 3). São quantificadas em dioptrias prismáticas (DP). A convergência para perto normal é 30-40 DP, para longe 20-25 DP; a divergência para perto é 8-10 DP, para longe 6-8 DP e a vergência vertical é 3-5DP.



Fig. 3 - Amplitudes de fusão. A- Convergência. B- Divergência. C- Vergência vertical. O vértice do prisma é orientado para o lado do desvio. As barras de prismas são deslocadas no sentido crescente (setas vermelhas) até o doente referir diplopia ou o observador verificar o movimento dum dos olhos.

	Luzes de Worth		Vidros estriados de Bagolini	
FUSÃO				
SUPRESSÃO	•••			
DIPLOPIA			X	
SINDROME DE MONOFIXAÇÃO	para longe	para perto		
CORRESPONDÊNCIA RETINIANA ANÓMALA				

Tabela 1 - Respostas das luzes de Worth e vidros estriados de Bagolini, consoante a fusão, supressão, diplopia, síndrome de monofixação (SMF) e correspondência retiniana anómala. O escotoma central do SMF (a branco) impede a visualização das luzes de Worth para longe mas não para perto.

ESTEREOPSIA

Os testes de estereopsia mais usados são o Titmus e o Lang e são quantificados em segundos de arco (Fig. 4). Considera-se que uma estereopsia <100"arco é grosseira e entre 40-60"arco é fina.



Fig. 4 - Testes de estereopsia. A e B- Teste de Titmus, onde são usados óculos com lentes polarizadas (A) e visualiza-se uma das imagens em relevo (B). C- Teste de Lang, em que se visualizam imagens em relevo sem óculos.

BIBLIOGRAFIA

- Chaudhuri Z, Clinical approach to ocular motility disorders and strabismus. In Step by step clinical management of strabismus. New Delhi. Jaypee brothers medical publishers. 2008
- 2. Gama R, ABC da Diplopia. Lisboa, Chiaido editora 2016
- 3. Gama R, Machado I, Estrabismo para totós. Lisboa, Edol 2012
- Philips PH, Hunter DG. Evaluation of ocular torsion and principles of management. In: Rosenbaum AL, Santiago AP, eds. Clinical strabismus management- Principles and surgical techniques. Philadelphia: WB Saunders company, 1999; 52-72.
- Repka MX. Nystagmus: Clinical evaluation and surgical management. In: Rosenbaum AL, Santiago AP, eds. Clinical strabismus management- Principles and surgical techniques. Philadelphia: WB Saunders company, 1999; 404-420,
- 6. Wright KW. Complex strabismus: restriction, paresis, strabismus, dissociated torticollis. In Wright KW, Spiegel PH. Pediatric ophthalmology and strabismus. New Yoork, Springer-Verlag. 2003, 250-277.

AVALIAÇÃO DA VISÃO BINOCULAR Estudo motor e sensorial efectuado ao sinóptoforo



sinoptóforo, frequentemente por Ο designado amblioscópio, é um instrumento que deriva originalmente do haploscópio de Hering. Na haploscopia, os campos visuais de ambos os olhos são separados, e são apresentadas diferentes imagens em cada olho. O aparelho original de Hering foi concebido primariamente para estudar a relação entre a acomodação e a convergência. No início do século XX, Worth produziu o primeiro amblioscópio, para avaliar e estimular a visão binocular. Maddox desenvolveu slides para avaliar os escotomas de supressão e a perceção simultânea. Inicialmente baseado nestes instrumentos, o sinoptóforo evoluiu, e é hoje um instrumento muito útil na avaliação sensorial de doentes com distúrbios oculomotores^{1,2}.



Fig. 1 Sinoptóforo.

O sinoptóforo (Fig. 1) é constituído por uma base que contém os controlos, e por dois braços. Cada um dos braços tem uma ocular, com uma lente de +6.50 dioptrias, que obriga o doente a relaxar a acomodação, criando uma situação ótica equivalente ao infinito. Apesar de se tentar simular as condições de visão para longe, na verdade os alvos estão fisicamente próximos dos olhos, pelo que pode existir alguma convergência proximal. Este efeito deve ser levado em conta quando se consideram as medições dos desvios. Cada uma das oculares está ligada a um tubo ótico que se move no plano horizontal, vertical e torsional, de forma a que as imagens apresentadas possam ser movidas, uma em relação à outra. A quantificação destes movimentos é feita através de escalas, apresentadas em graus ou dioptrias prismáticas. Na porção final deste tubo existe uma fonte de luz e um porta *slides*, para que possam ser apresentadas diferentes imagens ao doente. Estas imagens têm diferentes tamanhos conforme se quer testar a retina central ou periférica. O sistema de iluminação de cada tubo pode ser controlado de forma independente, de forma a controlar a fixação do doente. Quando se liga alternadamente cada uma das luzes, é equivalente a realizar um teste de cover alternado, podendo controlar-se os tubos até neutralizar os movimentos dos olhos¹⁻³.

Durante o exame, o doente fica sentado confortavelmente de um lado do sinoptóforo, apoiando o queixo e a testa nos respetivos suportes, enquanto o Ortoptista se posiciona do outro lado, de forma a ter os controlos disponíveis e poder observar os movimentos dos olhos. Nesta primeira fase é importante ajustar os braços, fazendo corresponder o centro das oculares à distância interpupilar.

Existem diferentes tipos de *slides*. Os mais usados são os de perceção simultânea, fusão e estereopsia.



Fig. 2 Slides de perceção simultânea Haag-Streit⁴.

Os *slides* de **perceção simultânea** são imagens dissimilares mas compatíveis; por exemplo, um leão num olho e uma jaula no outro (Fig. 2).

Inicialmente determina-se o **ângulo objetivo** do desvio, desligando alternadamente as luzes dos *slides*, o equivalente a um cover alternado, como referido previamente. Esta determinação objetiva relaciona-se com a fóvea de cada olho em condições monoculares. Em seguida, ambos os

slides são apresentados, pedindo-se ao doente que mova o manípulo até que o leão fique dentro da jaula (de acordo com o exemplo prévio). Este será o ângulo subjetivo do desvio, que se relaciona com a retina que tem a direção principal do olhar, ou seja, com a retina que em condições binoculares efetivamente funciona como fóvea. Se esta fóvea funcional estiver localizada na fóvea anatómica, então o doente não precisará reposicionar o manípulo, o ângulo subjetivo será igual ao ângulo objetivo e existe uma correspondência retiniana normal. Quando este ângulo não é igual, poderá existir uma correspondência retiniana anómala, e pode-se medir o ângulo da anomalia. Se por outro lado, o doente identificar apenas uma das imagens, existe supressão. Com diferentes tamanhos de imagens nos slides, pode-se distinguir entre supressão central ou periférica. Pode-se ainda mapear o escotoma de supressão, movendo o manípulo horizontal ou verticalmente até o doente deixar de ver apenas uma imagem e identificar que existem duas imagens simultaneamente. No caso de existir indicação cirúrgica, esta avaliação permite ao cirurgião prever qual a margem de erro que tem, para obter um bom resultado estético, mas não provocar diplopia ao doente.



Fig. 3 Slides de fusão Haag-Streit⁴.

Os *slides* de fusão (Fig. 3) são imagens similares, mas cada um deles com uma porção diferente do outro (que serve de controlo). Se existe **fusão sensorial**, é observada uma só imagem, que inclui a parte idêntica das imagens e as porções diferentes de ambas. Por exemplo, de um lado é apresentado um coelho com flores na mão e do outro um coelho com cauda, que será percecionado binocularmente como um coelho com flores na mão e cauda. É importante questionar o doente se ambos os controlos estão presentes. Se existir fusão sensorial num determinado ângulo, podem determinar-se as amplitudes de **fusão motora**, rodando os comandos de convergência e divergência, até o doente ver duas imagens ou um dos controlos desaparecer (supressão). Também podem ser determinadas as amplitudes de fusão verticais e torsionais.

Os *slides* de **estereopsia** são duas imagens do mesmo objeto, hipoteticamente tiradas de ângulos ligeiramente diferentes, de forma a apresentarem disparidades. Quando existe estereopsia, o objeto é percecionado em relevo, mais próximo ou mais afastado do doente. O teste deve ser repetido com os *slides* invertidos, para assegurar que existe um efeito estereoscópico verdadeiro. Este teste não é usado para medir estereopsia, apenas para indicar se está

ou não presente^{2,3,6}.

Em casos mais complexos, podem ser estudados os desvios horizontais, verticais e torsionais nas **nove posições do olhar**. O desvio pode ser medido com qualquer um dos olhos a fixar. De salientar, no entanto, que os sinoptóforos convencionais não permitem a medição do desvio nas posições periféricas do olhar^{1,2}.

Os *slides* de medição do **ângulo kappa** têm um 0 no meio e alvos para ambos os lados com 1 grau de intervalo. À medida que o doente olha para um alvo diferente, observa-se o reflexo corneano até que pareça central. O ângulo kappa pode atenuar ou acentuar a aparência de um desvio, e deve ser tido em conta quando se pretende um bom resultado estético. Os *slides* de after-image, acompanhados de um flash que apresenta um filamento horizontal num olho e vertical no outro, permitem estudar a correspondência retiniana. O **rácio entre a convergência acomodativa e a acomodação (AC/A)** também pode ser estudado no sinoptóforo, medindo o desvio antes e depois da introdução de lentes negativas para estimular a acomodação².

O sinoptóforo é assim um instrumento que concentra múltiplas funcionalidades na avaliação da visão binocular. Nas mãos de um Ortoptista experiente, pode fornecer informações valiosas para a compreensão das queixas do doente e elaboração de um plano terapêutico, sobretudo quando os resultados de outros testes sensoriais, como as luzes de Worth ou as lentes de Bagolini se revelam ambíguos.

Quando se testa a perceção simultânea, alguns doentes referem ver as duas imagens, mas na verdade nunca conseguem colocar o leão dentro da jaula; pode existir a sensação temporária de o conseguir, mas de repente salta para o outro lado. Este tipo de relato é típico do doente que não tem potencial de visão binocular. Da mesma forma, quando se testa a fusão sensorial, estes doentes observam os pormenores controlo de ambos os slides, vêm as duas imagens muito próximas, superimpostas, ou alternam rapidamente entre esta reposta e a supressão de uma das imagens, mas em nenhum momento observam uma só imagem com ambos os controlos. Por exemplo, numa endotropia com supressão e alternância rápida, ambas as imagens alternam rapidamente, mas nunca estão presentes ao mesmo tempo. A distinção entre estas situações e a presença de potencial de fusão é de importância fundamental para determinar se o doente é, ou não, um bom candidato para tratamento cirúrgico.

O sinoptóforo é particularmente útil quando os desvios são grandes e os prismas não permitem simular condições de binocularidade de forma fidedigna. Outra situação em que o doente não consegue obter fusão com prismas, é quando existe torsão significativa. O sinoptóforo permite a sua medição e simular se a sua correção tem impacto no potencial de fusão. A medição da torsão é também útil na avaliação da parésia do IV par, na distinção entre uma parésia uni ou bilateral do IV par, e no diagnóstico diferencial com o desvio de inclinação, que pode ser em tudo semelhante a um IV par, mas em que o olho hipertrópico apresenta intorsão em vez de extorsão.

Se existir potencial de binocularidade, o sinoptóforo pode ainda ajudar na decisão cirúrgica e na avaliação do prognóstico. Se para além de fusão periférica, existir adicionalmente, potencial de fusão central, fusão motora ou estereopsia, a probabilidade de um bom resultado cirúrgico é progressivamente maior. Por outro lado, permite isolar quais os componentes de um desvio que precisam ser corrigidos cirurgicamente, e quais os que o doente consegue controlar. Por exemplo, um doente que tenha um desvio vertical associado a uma exotropia, pode ter uma fusão estável com correção do componente vertical apenas ^{5,7}.

Apesar de todas as utilidades referidas, o sinoptóforo tem limitações que não podem ser ignoradas; é um dos testes que cria condições binoculares mais artificiais e que induz mais dissociação, pelo que os resultados devem ser interpretados com cautela. Adicionalmente, o doente pode alternar entre diferentes estados sensoriais, pelo que se devem integrar os seus resultados num contexto global, numa avaliação oftalmológica completa, em que o mais importante é o julgamento clínico.

BIBLIOGRAFIA:

- 1. Von Noorden GK, Campos EC. Binocular Vision and Ocular Motility: Theory and Management of Strabismus. 2002, 6th Edition
- https://www.haag-streit.com/fileadmin/Haag-Streit_UK/ Downloads/CCO_downloads/Synoptophore_downloads/ Synoptophore_Info_Guide.pdf
- 3. Wright KW, Spiegel PH. Pediatric Ophthalmology and Strabismus. 2002, 2nd Edition
- https://www.haag-streit.com/fileadmin/Haag-Streit_UK/ Downloads/CCO_downloads/Synoptophore_downloads/ Synoptophore_slide_catalogue.pdf
- 5. Pratt-Johnson JA, Tillson G. Management of Strabismus and Amblyopia: A Pratical Guide. 2001, 2nd Edition
- Hered RW et al. Basic and Clinical Science Course, Section 06: Pediatric Ophthalmology and Strabismus. American Academy of Ophthalmology. 2016-2017.
- https://www.haag-streit.com/fileadmin/Haag-Streit_UK/ Downloads/CCO_downloads/Synoptophore_downloads/Synoptophore_in_the_21st_Century.pdf

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

AVALIAÇÃO DA VISÃO BINOCULAR gráfico de hess - coordimetria

Madalena Monteiro e Augusto Magalhães^{1,2}

- ¹ Centro de Responsabilidade Integrado de Oftalmologia. Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra
 - ² Centro Hospitlar e Universitário de S. João

INTRODUÇÃO

A diplopia é uma queixa típica de algumas formas de estrabismo que se desenvolvem depois dos primeiros anos de vida. O seu aparecimento sugere a presença de um estrabismo inconcomitante, com alteração dos movimentos oculares, por paralisia ou por restrição.

O registo objetivo das alterações motoras é fundamental numa avaliação inicial e na sua evolução. O ecrã de Hess modificado por Lencaster (Fig.1) é o teste mais utilizado para este registo, sendo mesmo o exame de referência para as avaliações do foro legal e de atribuição de incapacidades.



Fig.1 - Ecrã de Lancaster e óculos vermelho/verde

Para caracterizar as alterações motoras e interpretar as respetivas queixas, é necessário compreender dois conceitos muito importantes.

Conceito de diplopia e de confusão

Diplopia - o doente é confrontado com um objecto único. Perante um objeto único o doente percebe esse objecto duplicado, ou seja, percebe duas imagens iguais localizadas em pontos diferentes do espaço. Na presença de desvio, à fixação foveal do olho fixador sobrepõe-se a fixação por um ponto retiniano não correspondente do olho desviado. Confusão – o doente é confrontado com dois objectos diferentes que se sobrepõem na fóvea dos dois olhos, visualizando os dois objetos sobrepostos. Apesar do desvio, o doente utiliza a fóvea dos dois olhos. Esta sobreposição é artificialmente conseguida à custa de um artefacto dissociativo, pelo uso de óculos vermelho/verde (cores complementares) e de estímulos de cores também complementares. Este é o princípio subjacente ao Teste de Hess-Lencaster.

EQUIPAMENTO

Como foi explicado o teste utiliza um artefacto; usando óculos de cores complementares, vermelho/verde, as imagens percebidas pelos dos dois olhos são dissociadas. É apresentado ao examinando um ecrã com linhas horizontais e verticais de forma a construir um fundo quadriculado; cada quadrado mais pequeno representa um ângulo de 5º.

O ecrã possui uma estrutura eletrificada que permite acender uma luz vermelha em 25 pontos. A localização espacial desses pontos, correspondente às 9 posições do olhar, define dois perímetros de avaliação dos movimento oculares: (i) um quadrado mais interno de 15º de extensão horizontal e vertical, e um perímetro mais largo de 30º (Fig.2).

Ao doente é entregue um projetor de luz verde que terá de sobrepor na luz vermelha apresentada no écrã.

TÉCNICA DE REALIZAÇÃO DO EXAME

O doente deve posicionar-se de frente para o ecrã, com a cabeça colocada numa mentoneira e os olhos ao nível do ponto central, a uma distância de 100 cm.

Cada vez que é apresentada ao doente uma luz vermelha no ecrã, este deve sobrepôr no ponto apresentado, a luz verde do projetor que tem na mão.

O exame é realizado em duas fases: (i) na primeira fase os óculos são colocados com o filtro vermelho no olho direito; nesta fase, o olho direito (vê a luz vermelha) é



Fig. 2 - Registo gráfico do Teste de Hess - Lencaster

o olho fixador, e o olho testado é o olho esquerdo; (ii) na segunda fase os óculos são colocados com o filtro vermelho no olho esquerdo; nesta fase, o olho fixador é o olho esquerdo, e o olho testado é o olho direito.

O examinador regista em gráfico, ponto por ponto, as respostas do doente. Os pontos em que o doente projetou a luz verde são unidos em gráfico, representando o desvio e a consequente alteração motora em cada ponto cardinal do olhar.

INTERPRETAÇÃO DO EXAME

O registo gráfico divide-se em duas partes. Em cada uma delas, o olho estudado é o olho que tem o filtro da cor da luz que é utilizada pelo doente – o verde.

Assim: (i) o gráfico da esquerda (filtro vermelho no olho direito e verde no esquerdo) representa os movimentos oculares do olho esquerdo, ou seja, do olho que tem o filtro da cor da luz (verde) utilizada pelo doente; o gráfico da direita (filtro vermelho no olho esquerdo e verde no direito) representa os movimentos oculares do olho direito, ou seja, do olho que tem o filtro da cor da luz (vermelho) utilizada pelo doente.

O desvio observado no teste de Hess é uma medição directa: o gráfico da direita corresponde ao desvio e acções musculares do olho direito, em que o doente fixa com o olho esquerdo; o gráfico do lado esquerdo corresponde ao desvio e acções musculares do olho esquerdo, em que o doente fixa com o olho direito.

Nos estrabismo paréticos e em alguns restritivos que obedeçam às leis da inervação, é possível observar em gráfico o desvio primário e compará-lo com o desvio secundário. Nestes casos, o campo de menor amplitude corresponde ao do olho afectado, onde se podem identificar as limitações motoras, e o campo com maior amplitude corresponde ao olho bom, onde se observam as hiperacções do sinergista contralateral (desvio secundário).

A separação entre as luzes vermelha e verde corresponde ao valor do desvio

UTILIZAÇÃO

O Teste de Hess Lencaster é o exame gráfico mais

utilizados no estudo da diplopia. A sua utilização é por isso da maior importância na avaliação e no follow-up de doentes com estrabismos inconcomitantes (Figs. 3-7).



Fig. 3 - Parésia do III Par direito. O gráfico do lado direito mostra a hipoacção do reto medial e do reto superior (gráfico mais pequeno). O gráfico da esquerda mostra o desvio secundário, com hiperacção dos sinergistas contra-laterais (gráfico com maior amplitude).







Fig. 5 - Parésia do VI Par esquerdo. O gráfico da esquerda mostra a hipoação do reto lateral esquerdo. O gráfico da direita mostra a hiperação secundária do reto medial contra-lateral.



Fig. 6 - Parésia do VI par direito. O gráfico da esquerda mostra a hiperação do reto lateral esquerdo



Fig. 7 - Síndrome de Duane Tipo I no olho esquerdo. O gráfico da esquerda mostra a hipoação do reto lateral esquerdo

PRÉ-REQUISITOS

Apesar do registo ser objetivo, as respostas que o sustentam são respostas subjetivas. Por essa razão, a execução do exame obriga a algumas condições que garantam a fiabilidade e a qualidade da informação.

Para além da capacidade de compreensão e de colaboração na realização do exame, é necessário que o doente possua uma visão binocular normal (sem supressão e com correspondência retiniana normal) e uma visão cromática normal.

LIMITAÇÕES DO EXAME

Apesar da sua importância na prática clínica, devemos na ter em conta que o teste de Hess-Lencaster tem algumas limitações, que incluem (i) o estudo de paralisias antigas, com adaptações motoras secundárias e (ii) os desvios muito grandes, nos quais os pontos percebidos pelo doente saem do campo, não permitindo o seu registo gráfico.

É importante enfatizar que o desvio torsional não é facilmente interpretável neste exame, uma vez que é difícil relacionar o ângulo de uma imagem torsional projetando uma luz numa escala tangencial.

BIBLIOGRAFIA

- 1. Rui Castela, Estrabismo, Lidel 2006; pág. 41
- 2. J. B. Weiss, Mesure des Desequilibres oculo-moteurs par la méthode des formes a choix, Doin Éditeurs,1971
- Jack J. Kanski, Clinical ophthalmology, Butterworth-Heinemann,1999; cap. 13, pág. 533-536
- 4. Carlos Souza Dias, Mauro Goldchmit, Os estrabismos: teoria e casos comentados, Cultura Médica, 2011, pág. 57-59
- Alicia Galan Terraza, Josep Visa Nasarre, Estado actual del tratamiento del estrabismo, LXXXVIII Ponencia Oficial de la Sociedad Española de Oftalmología 2012, pág. 313-314
- American Academy of Ophthalmology, Basic and Clinical Science Course, section 6 - Pediatric Ophthalmology and strabismus, pág. 85-86
- Gunter K von Noorden, Binocular vision and ocular motility: theory and management of strabismus, 5th edition, St Louis: Mosby-Yearbook. Inc; pág. 186-190

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

AVALIAÇÃO DA VISÃO BINOCULAR gráfico sinoptométrico

Jorge Breda, Augusto Magalhães e Ana C. Pereira Centro Hospitalar e Universitário de S. João

EQUIPAMENTO

O Sinoptómetro (Fig.1) é um aparelho, desenvolvido por Cuppers, destinado à medição do ângulo de desvio ocular em todas as posições do olhar. Tem interesse sobretudo nas situações em que o valor do desvio não é igual em todas posições. Difere do vulgar Sinoptóforo essencialmente porque as imagens visualizadas são apresentadas através de pequenos espelhos, suspensos por também finas hastes e colocados em frente aos olhos.



Fig. 1 – Sinoptómetro de Cuppers

Esta modificação permite que durante o exame, o espaço ambiente permaneça livre e visualizável em simultâneo com os slides apresentados; desta forma, as medições realizadas durante o exame, são efetuadas em condições de menor dissociação.

Esta característica implica uma grande diferença relativamente aos aparelhos convencionais, nos quais as miras são observadas através de tubos colocados em frente aos olhos, o que introduz um fator de artificialidade com eliminação do campo visual adjacente.

Além disso, no Sinoptómetro as imagens ficam colocadas imediatamente em frente aos olhos, o que permite ao

observador verificar facilmente os reflexos corneanos e ao observado efetuar pequenos ajustes na localização subjetiva. Por outro lado, o objeto apresentado pode ser ajustado através da excursão dos braços que o sustentam, e como os espelhos que permitem a sua observação são pequenos uma grande área de campo visual está sempre compreendida entre as imagens. As medidas tornam-se possíveis num campo do olhar máximo, eliminando o obstáculo do nariz e da órbita.

EXAME

As medidas são efetuadas de 10 em 10 graus, ao longo de uma excursão de 120º no meridiano horizontal, e de 100º no vertical (Fig.2).



Fig. 2 – Gráfico do desvio nas várias posições do olhar. O desvio é medido e registado em intervalos de 10º, tendo uma extensão horizontal de 120º e vertical de 100º.

As características do aparelho permitem a possibilidade de realizar a medição simultânea do desvio torsional, através da inclinação do objeto apresentado.

Os desvios são medidos objetivamente e registados num gráfico, em que se une por um traço a diferença angular entre o olho fixador e o olho desviado. O olho direito é sempre simbolizado por um "X" e o olho esquerdo por um "ponto", sendo sempre mencionado na parte superior do

gráfico qual o olho que está a fixar (Fig.2). O valor do traço representa o valor do desvio nas diversas posições do olhar.

APLICAÇÃO

Conforme referido, esta forma de representação gráfica do





desvio, é útil sobretudo quando este é variável nas diversas

posições do olhar. Tal é o caso dos Síndromes Paréticos (III, IV e VI pares) e dos Síndromes Restritivos (Duane, Brown,

Fibrose, Estrabismo Tiroideu, Encarceramento Muscular).

Fig. 3 – Gráfico de doente com paresia do ramo inferior do III par esquerdo. (A) fixando com o OD; (B) fixando com OE. Quando o doente fixa com o OD a fixar o desvio horizontal é menor na levoversão; o desvio vertical é muito maior no olhar para baixo e para a esquerda (campo de ação do RIE); observa-se também uma pequena inciclotorsão nas infraversões extremas (30°)



Fig. 4 - Representação gráfica de uma paralisia completa do III par esquerdo. (A) fixando com o OD; (B) fixando com OE. Não é possível medir o desvio nas supraversões (devido à ausência de elevação); nota-se aumento do desvio horizontal em dextroversão (campo de ação do RME), e deficiente infradução do olho esquerdo.



Fig. 5 - Representação gráfica de uma paralisia do IV par direito. (A) fixando com o OD; (B) fixando com OE. O desvio vertical está aumentado na infralevoversão (campo de ação do OSD); observa-se também um aumento da exciclotorsão no meso campo de ação.

EXEMPLOS CLÍNICOS







Fig. 6 - Representação gráfica de uma paralisia bilateral do VI par (A) fixando com o OD; (B) fixando com OE. O desvio é predominantemente horizontal.



Fig. 7 - Representação gráfica de uma paralisia dos elevadores do OD. (A) fixando com o OD; (B) fixando com OE.



Fig. 8 - Representação gráfica do desvio num doente com fratura da parede interna da órbita direita. (A) fixando com o OD; (B) fixando com OE. Note-se a dificuldade de elevação do OD, sobretudo na levoversão.



Fig. 9 - Representação gráfica do desvio num doente com Síndrome de Brown no olho direito. (A) fixando com o OD; (B) fixando com OE. O desvio está limitado à posição de superolevoversão.



Fig. 10 - Representação gráfica do desvio num doente com Síndrome de Duane tipo I no olho direito. (A) fixando com o OD; (B) fixando com OE. É evidente a dificuldade de excursão de OD na dextroversão.



Fig. 11 - Representação gráfica do desvio num doente com Síndrome de Duane tipo III no olho direito. (A) fixando com o OD; (B) fixando com OE. É evidente a dificuldade de excursão do OD na dextro e na levoversão.

CONCLUSÃO

Os gráficos anteriores representam somente alguns aspetos da utilidade deste exame, de indispensável utilidade clínica, porque permite "ler" com um simples olhar todos os aspetos do desvio, nos diferentes campos de fixação. A sua execução seriada e repetida permite além disso ter uma ideia rápida e fácil da evolução do desvio no tempo, assim como da maneira que este está a recuperar quando é caso disso.

BIBLIOGRAFIA

- Breda J, Magalhães A, Pereira A C. Alguns aspetos da importância do Sinoptómetro no estudo de desvios oculares. Revista da Sociedade Portuguesa de Oftalmologia 2002;23:49-60
- 2. Cuppers C, Muhlendyck H. Use of a synoptometer in the differential diagnose and post-operative control of so-called blow out fractures. Buch Augenazt 1976;68:50-71.
- Bernardini D. Le synoptométre, contribuition au probleme des mesures de l ángle objectif. Journal Français d Orthoptique 1977;7:102-123.
- 4. Breda J. Paralisias oculomotoras; In Estrabismo, ed Rui Castela; Lidel 2006:
- Blodi F C, Mackensen G, Neubauer H. In Surgical Ophthalmology, Springer-Heidelberg 1991:345-346
- 6. Von Noorden G K. The History of Strabismology, Wayenborg Publishing 2018:359
- De Decker W. In Strabismus, ed Herbert Kaufmann; Verlag 2004:359

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

AVALIAÇÃO DA VISÃO BINOCULAR campo de visão binocular

Augusto Magalhães, Jorge Breda e Ana C. Pereira Centro Hospitalar e Universitário de S. João

CONCEITOS IMPORTANTES

Antes de abordar a importância e a forma de executar o exame, é importante clarificar dois conceitos relacionados o campo visual binocular.

O primeiro é o conceito de Visão Binocular Simples (VBS), que pode definir-se como a capacidade que um qualquer indivíduo tem de perceber um objecto único, resultante da fusão de duas imagens semelhantes provenientes dos dois olhos. Esta competência resulta da capacidade de usar simultaneamente as duas fóveas e todos os outros pontos retinianos de correspondência normal, permitindo uma interpretação cortical que resulta na percepção de um objecto único, estereoscópico, localizada na mesma linha espacial.

O segundo é o conceito de Campo de Visão Binocular Simples (CVBS). Representa a área onde ocorre a fusão bifoveal de cada objecto (Fig.1); está dependente da amplitude dos movimentos oculares e das particularidades faciais do examinando, nomeadamente do nariz.

Quando ocorrem alterações dos movimentos oculares como acontece nos estrabismos inconcomitantes (estrabismos paréticos e restritivos), a fixação bifoveal deixa de ser possível dando lugar ao aparecimento de diplopia. Nestas circunstâncias, o campo de visão binocular simples fica alterado, sendo substituído parcial ou completamente por um campo de visão dupla.

TÉCNICA DE REALIZAÇÃO DO CVBS

O exame pode ser realizado com qualquer perímetro utilizado para estudar o campo de visão monocular (Fig.2). Habitualmente usamos o Perímetro de Goldman, no qual selecionamos o estímulo II-4e ou IV-4e (Fig.1).

O estímulo deve ser apresentado inicialmente na posição central, sendo depois movido pelo operador do centro para a periferia até que o examinando perceba visão dupla ou monocular. O estudo deve ser repetido em múltiplos meridianos separados por 15°.

O exame pode ser realizado com ou sem artefacto dissociativo. Para uma melhor percepção da visão dupla e/ou monocular a utilização de óculos vermelho/verde é muito útil. Por essa razão, aconselhamos o seu uso mesmo tendo em conta o seu caracter dissociativo, que altera as condições naturais da visão, e reduz ligeiramente a amplitude do CVBS.



Fig. 1 - Campo de Visão Binocular Simples Normal: existe uma área central onde ocorre fusão bifoveal. As áreas periféricas são de visão monocular e são determinadas pelos movimentos oculares e pelo nariz. A utilização de óculos vermelho/verde permite identificar duas zonas periféricas de visão monocular: uma zona vermelha correspondente ao olho direito e uma zona a verde correspondente ao olho esquerdo.



Fig. 2 – Campímetro de Goldman

O queixo deve estar bem apoiado para garantir a imobilidade da cabeça. Ao contrário do que acontece no estudo do campo visual monocular, os olhos devem efectuar a sua excursão normal acompanhando a deslocação do estímulo. Recomenda-se um ambiente de conforto e tranquilidade para o operador e para o doente de forma a maximizar a fiabilidade do exame.

UTILIZAÇÃO

O CVBS não faz diagnósticos por si só. Também não faz distinção entre tipos ou causas de diplopia.

A sua importância deve-se ao facto de fornecer informação gráfica das áreas do campo visual onde a visão binocular é simples ou dupla. A sua facilidade de execução e a sua reprodutibilidade conferem-lhe grande importância na avaliação pré e pós operatória, no planeamento cirúrgico e no seguimento dos doentes com estrabismo inconcomitante. Por essa razão, faz parte integrante do nosso protocolo de estudo em doentes com estrabismos paréticos e restritivos, complementando a avaliação clínica, o Gráfico de Hess e o Gráfico Sinoptométrico. Embora não quantifique o tamanho do desvio nem identifique as alterações motoras, objectiva a amplitude e localização das áreas de Visão Binocular Simples. Esta informação permite ensinar o doente a adoptar ou alterar posições de compensação da cabeça (Fig. 5); por outro lado é de grande importância na realização do plano operatório quando o objectivo é obter um Campo de Visão Binocular Simples em posição primária (Fig. 3,4,5 e 6) e nas posições funcionalmente mais importantes, que incluem a posição de leitura.



Fig. 3 Parésia do III Par. (A) pré operatório: diplopia em todo o campo binocular; (B) pós operatório; o plano operatório privilegiou a obtenção de uma área de fusão no campo binocular inferior.



Fig. 4 – Paresia do IV Par. (A) pré operatório com diplopia em todo o campo binocular; (B) pós operatório; o plano operatório privilegiou a obtenção de uma área de fusão no campo binocular inferior.



Fig. 5 – Paralisia do VI Par. (A) pré operatório com diplopia em todo o campo binocular; (B) pós operatório, com visão binocular em posição primária; mantem-se uma área de diplopia na dextroversão, indicadora de paresia do VI Par direito, que poderá ser compensada com rotação da cabeça à direita.



Fig. 6 – Paresia do VI Par. (A) Pré operatório com área residual de fusão na levoversão, indicadora de parésia do VI Par direito; (B) Campo Visual Binocular normal após recuperação espontânea.



Fig. 7 – Síndrome de Duane tipo I no olho direito. (A) Pré operatório com diplopia na dextroversão; (B) Campo Visual Binocular expandido após cirurgia.

PRÉ-REQUISITOS

É importante sublinhar que a realização de um Campo de Visão Binocular fiável implica alguns pré requisitos. É necessário que a acuidade visual dos dois olhos não esteja muito diminuída e os campos de visão monocular sejam normais, sem áreas de supressão; por essa razão a sua validade limita-se a doentes com atingimento relativamente recente, sem adaptações sensoriais supressivas. Finalmente, nos casos e que se utilizam os óculos verde/vermelho, a visão cromática deve ser normal.

BIBLIOGRAFIA

- Hugonnier R. et Hugonniers S.; Strabismes, 3^a edition, Masson e C. Editeurs, Paris, 1970, pp 523-524.
- 2. Lyle T.K. and Wybar K.C.; Practical Orthoptics in the treatment of Squint, 5th edition, H. K. Lewis & Co Ltd, London, 1970, pp 486-489.
- Feibel R. M. and Roper-Hall G.: Evaluation of the field of binocular single vision in inconcomitant strabismus. Am. J. Ophthalmol.; Vol. 78, N° 5, 800-805, 1974.
- Magalhães A., Breda J. e Pereira A. C.: Campo de Visão Binocular Simples nos Estrabismos Inconcomitantes. Rev. Sociedade Portuguesa de oftalmologia; Vol. XXIII, Nos 3-4: 45-48, Jul-Dez 1999.

3. **SEGMENTO ANTERIOR**

FOTOGRAFIA DOS ASPETOS Oculares externos

Maria Araújo Assistente Hospitalar Graduada do CHUP

INTRODUÇÃO

A fotografia dos aspetos oculares externos é fundamental para documentar a patologia das pálpebras e da superfície ocular externa, avaliar a progressão, avaliar os resultados terapêuticos e as recorrências. É também fundamental para efeitos médico-legais.

As fotografias dos aspetos oculares externos são consideradas como dados dos doentes e por isso estão reguladas pela Lei n.º 58/2019 de 8 de agosto¹. Esta lei regula o tratamento de dados pessoais e a livre circulação desses dados.

A aquisição de fotografias pode ser feita de forma analógica ou digital. A última é, neste momento, a mais comum.

O suporte digital permite a aquisição, o tratamento, a partilha e a portabilidade dos dados sem as limitações do suporte em filme ou papel.

A maior parte das câmaras digitais grava os ficheiros em dois formatos: RAW e JPEG. No primeiro caso toda a informação fotográfica é armazenada, mas necessita de ser processada depois, por programas adequados, antes de ser utilizada e obviamente consome muito mais memória. Este é o formato ideal porque permite aquisições de melhor qualidade. No caso do JPEG a câmara já faz a edição da imagem com compressão da informação e elimina a informação que não considera essencial. Além da economia de espaço, a imagem fica imediatamente disponível para observação e impressão.

A CÂMARA FOTOGRÁFICA, A OBJETIVA E O FLASH

Idealmente a aquisição deverá ser realizada com câmara fotográfica *reflex* com sensor *full-frame*.

As câmaras com sensor *full-frame* são o equivalente aos filmes de 35 mm. São as de melhor qualidade, mas mais caras.

A maioria das marcas tem câmaras com sensores mais pequenos chamados sensores APS-C (*Advanced Photo System Type C*). A qualidade das imagens adquiridas pelos sensores

APS-C acima de 6 megapixels² é adequada para a fotografia de aspetos oculares externos e o preço é inferior ao das câmaras full-frame. No entanto, as imagens obtidas pelos sensores APS-C apresentam um corte relativamente às obtidas por sensores full-frame. O valor do corte é variável de marca para marca e é conhecido por fator de corte ou multiplicador de comprimento focal. Este facto pode ser uma vantagem, por exemplo na fotografia de natureza, com teleobjetivas. Nos outros casos o problema é resolvido pela escolha de uma objetiva com a distância focal adequada ao tipo de fotografia que pretendemos realizar. Assim uma câmara da marca Canon com uma lente de 35 mm e sensor APS-C, cujo fator de corte é de 1.6, obtém uma fotografia semelhante a uma lente de 56 mm obtida por uma câmara full-frame. O fator de corte deve ser sempre levado em conta quando se calcula a lente a usar para otimizar a fotografia de aspetos oculares externos.

As objetivas indicadas para fotografia dos aspetos oculares externos devem ter uma distância focal com o dobro da diagonal do sensor. Estas objetivas apresentam as faces mais realistas e diminuem a distorção.^{3,4.}

Nas câmaras *full-frame* com sensor de 24x35 mm a objetiva deverá ter uma distância focal de 87 mm. Na prática usase uma distância focal entre 90 e 105 mm. Num sensor APS-C com dimensões de 22,3x14,9 mm a diagonal é de 26,81 mm. Neste caso a distância focal ideal é de 54 mm e opta-se habitualmente por lentes de 60 mm⁵.

O tipo de objetiva ideal para a fotografia de aspetos oculares externos é a macro-dedicada. As lentes macro são aquelas que à sua distância mínima de foco captam imagens com ampliação de 1:1 que corresponde ao tamanho real.

Estas objetivas têm uma distância mínima de focagem. Este fator também pode influenciar na sua escolha. Em geral, quanto maior a distância focal, maior a distância possível de trabalho.

A iluminação deve ser estável e permitir a aquisição de imagens de boa qualidade. Para cumprir estes objetivos é necessária iluminação acessória. Neste caso o *flash* integrado da máquina não é adequado. O uso de dois *flashs*

externos a 45° laterais para as pálpebras ou face ou um *flash* circular⁶, no caso de fotografia *close-up*, que fica montado em torno da objetiva, será o ideal.

OS TRÊS PILARES DA EXPOSIÇÃO

A abertura, a velocidade e a sensibilidade (ISO) são os parâmetros que definem a qualidade da imagem e estão relacionados entre si.

A abertura da lente funciona como a pupila e regula a quantidade de luz que chega ao sensor. O valor do diâmetro de abertura permitido pelo diafragma é designado por *f-stop* (por exemplo: f/2.8). O *f-stop* é igual à razão entre a distância focal da lente e o diâmetro de abertura permitido pelo diafragma⁷.

A escala do diafragma usada nas câmaras fotográficas está baseada na raiz quadrada de dois: f/2, f/2.8, etc.

Quanto maior é o número f-stop menor é o diâmetro de abertura do diafragma e menor a quantidade de luz que chega ao sensor. Por outro lado quanto menor for essa abertura maior é a profundidade de campo. Isto significa que com f/2.8 a quantidade de luz que chega ao sensor é maior do que com f/22, mas a profundidade de campo é menor (fundos desfocados). Assim, se queremos fotografar um campo de flores todas elas relativamente focadas usamos f/22. Se queremos um retrato com fundo desfocado devemos usar f/2.8. A menor quantidade de luz que chega ao sensor, quer pela pouca luz ambiente quer por f-stops altos, pode ser compensada com maior tempo de exposição (diminuição de velocidade do obturador) ou aumentando a sensibilidade do sensor e mantendo constantes a distância ao objeto fotografado e a distância focal da lente, que são os outros parâmetros que mais influem na profundidade de campo.

A abertura ideal para fotografia de aspetos oculares externos deve ser entre *f-stop* 16 e 22 porque permite uma maior profundidade de campo.

A velocidade do obturador mede-se em frações de segundo, exceto nas fotografias com longos tempos de exposição, como na astrofotografia. Quanto mais rápida a velocidade menos provável é que a fotografia fique "tremida". Mas a quantidade de luz que chega ao sensor é menor e por isso é necessário compensar com diâmetros de abertura ou ISO mais elevados. O uso de tripé permite o uso de velocidades mais lentas.

O ISO deve o seu nome à organização que o criou (*International Organization for Standardization*) e mede a sensibilidade do sensor à luz. Nas câmaras digitais o ISO começa em 50 e já ultrapassa os 800000. Quanto menor é o ISO menor é a sensibilidade à luz. O ISO de 200 a 400 permite fotografias médicas de qualidade⁴. Com o ISO elevado o sensor tem maior sensibilidade à luz, mas o resultado final apresenta mais ruído (aspeto granulado) na fotografia. Quando o ISO é mais baixo diminui o ruído, mas é necessário mais tempo de exposição, ou seja, necessita de velocidades menores, ou aumento do diâmetro da abertura.

Concluindo, há uma relação entre o diâmetro de abertura

do diafragma, a velocidade e o ISO. A escolha dos parâmetros depende dos objetivos do fotógrafo.

■ PARTICULARIDADES DA FOTOGRAFIA DE ASPETOS OCULARES EXTERNOS

Taxa de reprodução:

A fotografia médica deve respeitar alguns padrões para poder ser usada como argumento científico permitindo comparar momentos diferentes e doentes diferentes. Um destes padrões é a taxa de reprodução, ou seja, o tamanho da imagem gravada em relação ao tamanho real.

The Westminster Reproduction Ratios é uma tabela de taxas de reprodução das várias áreas do corpo que define as taxas que devem ser usadas.

Na fotografia de aspetos oculares a taxa de reprodução deve ser de 1:1 na fotografia de um olho ou *close-up* de lesões da pele, 1:2 na fotografia de 1 olho e anexos, 1:4 nos dois olhos e 1:8 nas fotografias da face.

Para obtermos a taxa de reprodução desejada devemos aumentar ou diminuir a distância de trabalho de acordo com a taxa de reprodução desejada⁵.

Posicionamento do doente:

O doente deve estar sempre que possível em posição anatómica, exceto se a área a fotografar não estiver acessível².

Deve ser removida a maquilhagem, os adereços ou próteses e o cabelo penteado para trás, destapando toda a face. A roupa que impede a visualização da área a fotografar deve ser removida².

O ambiente e a área envolvente devem ser os mesmos nas fotografias para estudo comparativo².

Fotografia da face:

As fotografias devem ser obtidas nas 5 posições padrão; na posição frontal o plano de referência é uma linha horizontal entre o ponto superior do *tragus* e o bordo inferior da órbita (plano de Frankfurt); são ainda adquiridas duas posições oblíquas (45°) e dois perfis (90°)⁸ mantendo o plano de Frankfurt na horizontal.

Fotografias dos olhos:

A fotografia deve mostrar desde o malar à sobrancelha. As aquisições devem ser frontais e de perfil².

Ptose:

A fotografia deve revelar posições anómalas da cabeça seguida de aquisição em posição primária, olhar para baixo e olhos fechados².

Proptose e enoftalmia:

As aquisições devem apresentar vista cefálica e basal.²

Estrabismo:

As fotografias devem ser adquiridas nas nove posições do olhar.
Lesões da pele:

As lesões devem ser registadas em fotografia macro.

Blefaroplastia:

As fotografias devem ser obtidas nas cinco posições, com olhos abertos, fechados, a olhar para cima, para baixo e perfil⁴.

Sobrancelha:

Devem ser obtidas fotografias nas cinco posições após um período de repouso com os olhos fechados³.

FOTOGRAFIA COM MÁQUINAS COMPACTAS E TELEMÓVEL

Muitos oftalmologistas não têm acesso às condições ideais descritas.

As câmaras compactas ou de telemóvel podem ser uma opção. As imagens obtidas não respeitam as regras internacionais, mas, são melhores do que qualquer desenho para documentar patologias e avaliar tratamento. Na utilização destas câmaras devem manter-se algumas regras: ter a certeza que a área a fotografar está focada, reduzir ao essencial o ambiente de fundo, ter uma escala de comparação (régua, moeda, etc.), evitar a distorção da imagem e escolher a melhor luz⁹.

Nas câmaras compactas as regras e riscos de privacidade são semelhantes às câmaras mais avançadas.

A fotografia com telemóvel acrescenta alguns riscos relacionados com a pirataria informática. Mas, enquanto o telemóvel pode ter código de acesso, as máquinas fotográficas não têm, permitindo o acesso a todas as imagens sem qualquer restrição.

BIBLIOGRAFIA

- 1. <u>https://www.cnpd.pt/bin/legis/nacional/Lei_58_2019.pdf</u> consultado a 16-02-2020
- Carlos Calle, Carlos I. Calle. Superstrings and Other Things: A Guide to Physics. Taylor and Francis. 2^a Edição. 2010.
- Matthew K. Lee and Sam P. Most. Facial Plastic and Reconstructive Surgery. 4^a Edição. Capítulo 9. Thieme.
- Jeannie Khavkin, David A.F. Ellis. Facial Plast Surg Clin N Am. May 19 (2) (2011) 241–246
- Ong C T, Yap J, Wai Y, et al. (Aug 11, 2016). A Review of Oculoplastic Photography: A Guide for Clinician Photographers. Cureus 8(8): e733. doi:10.7759/cureus.733
- A G Tyers and JRO Collin. Colour Atlas of Ophthalmic Plastic Surgery. 4^a Edição. Capítulo 3. 2018, Elsevier, Ltd.
- 7. <u>https://college.canon.com.br/tutoriais/como-usar-o-</u> <u>diafragma-4 (visitada a 16-02-2020)</u>
- 8. <u>Bipasha Mukherjeee Akshay Gopinathan Nair</u>. Indian J Ophthalmol. 2012 mar-abr; 60 (2): 119-125.
- 9. https://www.aliem.com/top-10-medical-photography-tips-for/ (visitada a 08-03-2020)
- 10. Agradecimentos: A autora agradece ao Dr. Rodrigues Nunes pelas sugestões e comentários a este capítulo.

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

FOTOGRAFIA ESPECIAL DO SEGMENTO ANTERIOR

Sara Crisóstomo Assistente Hospitalar Centro Hospitalar de Lisboa Central

SLIT-LAMP PHOTOGRAPHY

Uma das maiores vantagens em Oftalmologia é podermos observar diretamente o órgão que estudamos, muitas vezes com auxílio de técnicas de ampliação de imagem. Embora a fotografia externa permita capturar imagens da conjuntiva, córnea e íris com ampliações de até 2x o tamanho real, a maioria das fotografias de alta ampliação do segmento anterior são realizadas com recurso a uma lâmpada de fenda fotográfica, que consiste num biomicroscópio acoplado a um sistema de iluminação com ou sem *flash* anexado a uma câmara fotográfica, com capacidade de ampliação até 40x o tamanho real. É técnica- e esteticamente desafiante requerendo uma boa compreensão da composição, magnificação, princípios de iluminação de exposição.

Uma das suas principais funções é o registo de quadros clínicos para comparação seriada e avaliação da sua evolução. Permite caracterizar lesões quanto às suas características como dimensão, extensão, coloração ou pigmentação.

Permite ainda a partilha e discussão de casos clínicos na comunidade Oftalmológica com interesse formativo e oferece uma excelente oportunidade para o operador demonstrar as suas habilidades e criatividade fotográficas.

Pode ser uma tarefa complexa, sendo necessárias uma série de imagens estáticas para simular o efeito cumulativo de um exame dinâmico de lâmpada de fenda, realizado através da focagem na estrutura de interesse enquanto simultaneamente se concentra em várias estruturas adjacentes. Posto isto, existem vários parâmetros que podem ser ajustados para obter os resultados desejados, nomeadamente, a intensidade do flash, o ângulo entre a luz e objetiva, a espessura da fenda de luz, o alinhamento entre a luz e objetiva a magnificação da imagem e abertura do diafragma.

Pode existir uma luz de preenchimento de fundo secundária para adicionar e ajustar taxas de iluminação. Este feixe externo de luz pode ser controlado e ajustado com precisão e podemos pensar no mesmo como uma pequena luz de estúdio com possibilidade de limitar ou direcionar a saída de luz. Pode ser aplicado um filtro de dispersão para evitar reflexos indesejados e obter imagens com iluminação difusa uma vez que se deve ter o cuidado de eliminar reflexos que normalmente seriam ignorados durante o exame de rotina.

Podem ser aplicadas técnicas de iluminação diretas e indiretas, com ou sem corantes vitais, para obter diferentes efeitos fotográficos. A iluminação direta difusa pode ser fornecida axialmente ou tangencialmente para produzir realces e sombras. A iluminação focal direta permite obter imagens com projeção da luz no objeto alvo ao criar uma seção ótica de estruturas normalmente transparentes. A reflexão especular pode ser usada para captar características ou alterações de estruturas altamente refletivas.

Técnicas de iluminação indireta como a transiluminação, dispersão esclerótica e a retroiluminação podem igualmente ser aplicadas para obter efeitos específicos e caracterizar estruturas da superfície ocular ou intraoculares oticamente acessíveis através do descentramento entre a objetiva e a luz, projetada adjacente à área a captar iluminada através de dispersão de luz refletida internamente.

Seguem-se alguns parâmetros recomendados para captação de imagens de diferentes estruturas com diferentes técnicas de iluminação.

Iuminação difusa directa Iuminação difusa Iuminação difusa de fash: bina Iuminação difusa directa Aaguðo 50-40-9 Fendi: totalmente aberta Fibro difuso Imensidade de fash: alta Iuminação fasea de fash: alta Iuminação de fash: alta Iuminação de fash: alta Iuminação de fash: alt							
Intensidade de flah: bara Larce fundo: 50% Angulo 30-40° Fendo: culturete aberta Fibro difuse Magnificação (abertura): 10x(4); 16x(4); 25x(3); 40x(2) Intensidade de flah: alta Larde fundo: 0-10% Angulo: 45° Fendo: 1-3 mm Sem filtro Fendo: 10-1 mm Sem filtro Magnificação (abertura): 10x(2); 25x(3); 40x(2) Intensidade de flah: alta Larde fundo: 0-23% Intensidade de flah: alta Larde fundo: 0-23% Angulo: 40-80%° Fendo: aberta Magnificação (abertura): 16x(4); 25x(3); 40x(2) Intensidade de flah: alta Larde fundo: 0-23% Intensidade de flah: alta Larde fundo: 0-80%° Fendo: 2-17m, descentrada Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flah: alta Larde fundo: 0 Angulo: - Fendo: 2-17m, projetad no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flah: alta Larde fundo: 0 Angulo: - Fendo: 2-17m, projetad no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flah: alta Larde fundo: 0 Angulo: - Fendo: 2-17m, projetad no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flah: alta Larde fundo: 0 Angulo: - Fendo: 2-17m, projetad no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flah: alta Larde fundo: 0 Angulo: - Fendo: 2-17m, pr		Iluminação difusa					
Iuminação difusa directaIux de fundo: 50% Angulo 30-40° Fenda: totalmente aberta Fibro difuso Magnificação (abertura): 10x(4); 15x(4); 25x(3); 40x(2)Iuminação focal directaIntensidade de fladu aita Lux de fundo: 0-10% Angulo: 45° Fenda: 0,1 - 3 mm Sum fibro Magnificação (abertura): Enda ierreita: 16x (2); 25x (1) Fenda ierreita: 16x (2); 25x (3); 40x(2)Iuminação tangencial directaIntensidade de fladu aita Lux de fundo: 0-23% Magnificação (abertura): Fenda ierreita: 16x (2); 25x (3); 40x(2)Iuminação tangencial directaIntensidade de fladu: aita Lux de fundo: 0-23% Magnificação (abertura): 10x(4); 25x (3); 40x(2)Iuminação indirectaIntensidade de fladu: aita Lux de fundo: 0-23% Magnificação (abertura): 10x(4); 25x (3); 40x(2)Iuminação indirectaIntensidade de fladu: aita Lux de fundo: 0-23% Magnificação (abertura): 10x(4); 25x (3); 40x(2)Iuminação indirectaIntensidade de fladu: aita Lux de fundo: 0-23% Angulo: 30-45% Fenda: 24 man, descentrada Magnificação (abertura): 10x(2); 15x(2); 25x (1); 40x(1)Iuminação indirectaIntensidade de fladu: aita Lux de fundo: 0 Angulo: - Fenda: 2 man, Josefata no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 10x(2); 25x (1); 40x(1)RetroilluminaçãoIntensidade de fladu: aita Lux de fundo: 0 Angulo: - Magnificação (abertura): 16x(2); 25x (1); 40x(1)RetroilluminaçãoIntensidade de fladu: aita Lux de fundo: 0 Angulo: - Magnificação (abertura): 16x(2); 25x (1); 40x(1)RetroilluminaçãoIntensidade de fladu: aita Lux de fundo: 0 Angulo: - 		Intensidade de flash: baixa					
Huminação difusa directa Angulo 30-40° Fenda: totalinente aberta Fenda: totalinente aberta Filtro difuso Magnificação (aberturn): 10x(4); 16x(4); 25x(3); 40x(2) Internisâda de flash: alta Luz de findo: 0-10% Angulo: 45° Fenda: 0.1–3 mm Sem filtro Magnificação (aberturn): Magnificação (aberturn): Fenda: 0.1–3 mm Sem filtro Magnificação (aberturn): Fenda: 6.1–3 mm Sem filtro Magnificação (aberturn): Fenda: 6.1–3 fm Juminação fangencial directa Internisâda de flash: alta Luz de fundo: 0-25% Angulo: 60-80% Fenda: aberta Magnificação (aberturn): 16x(4); 25x(3); 40x(2) Iluminação indirecta Internisâdad de flash: alta Luz de fundo: 10% Angulo: 30-45% Fenda: 2-4 mm, descentrada Magnificação (aberturn): 16x(4); 25x(3); 40x(2) Dispersão esclerótica Internisâdad de flash: alta Luz de fundo: 10% Angulo: 30-45% Fenda: 2-4 mm, descentrada Magnificação (aberturn): 16x(4); 25x(1); 40x(1) Dispersão esclerótica Internisâdad de flash: alta Luz de fundo: 0 Angulo: - Fenda: 2 mm, projetad no limbo, descentrada<		Luz de fundo: 50%					
Fenda: totalmenre aberta Filtro difuso Magnificaçio (abertura): 10x(4); 16x(4); 25x(3); 40x(2) Iternsidade de flash: alta Laz de fundo: 0-10% Angulo: 45° Fenda: 0,1 - 3 mm Sem filtro Magnificaçio (abertura): 10x(4); 16x(4); 25x(3); 40x(2) Iternsidade de flash: alta Laz de fundo: 0-10% Angulo: 45° Fenda: 0,1 - 3 mm Sem filtro Magnificaçio (abertura): Fenda: 10x (2); 25x (1) Tenda estreita: 16x (2); 25x (3) Huminação tangencial directa Magnificaçio (abertura): Laz de fundo: 0-25% Angulo: 60-80% Fenda: 20-25% Angulo: 60-80% Fenda: 0-25% Angulo: 60-80% Fenda: 0-25% Angulo: 60-80% Fenda: 2-4 mm, descentrada Magnificação (abertura): 16x(4); 25x(3); 40x(2) Magnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1), 40x(1) Dispersão esclerótica Intensidade de flash: alta Laz de fundo: 0 Angulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Mag	Iluminação difusa directa	Ângulo 30-40º					
Filro difuso Magnificação (aberura): 10x(4); 16x(4); 25x(3); 40x(2) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0-10% Angulo: 45° Fonde: 0, 1 - 3 mm Sem fitro Magnificação (abertura): Fonde: 0, 1 - 3 mm Sem fitro Magnificação (abertura): Fonde: 0, 1 - 3 mm Sem fitro Magnificação (abertura): Fonde: 10x(2); 25x (1) Fonde: 10x(2); 25x (1) Fonde: 10x(2); 25x (1) Fonde: 10x(2); 25x (1) Angulo: 60-80% Fonde: 20% Angulo: 60-80% Fonde: 20x Magnificação (abertura): 16x(4); 25x(3); 40x(2) Ituminação indirecta Ituminação indirecta Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Magnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1) Itura fondo: 0 Angulo: - Fonde: 2 mm, projenda no limbo, descentrada Sem fitro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Magnifica		Fenda: totalmente aberta					
Iuminação focal directa Intensidade de flash: alta Lur de fundo: 0-10% Angulio: 45° Fenda: 0,1 - 3 mm Sem filtro Magnificação (abertura): Fenda estreita: 16x (2): 25x (1) Fenda larga: 16x (3): 25x (3): 40x (2) Intensidade de flash: alta Lur de fundo: 0-25% Angulio: 60-80% Fenda: aberta Magnificação (abertura): 16x (4): 25x (3): 40x (2) Intensidade de flash: alta Lur de fundo: 0-25% Angulio: 60-80% Fenda: aberta Magnificação (abertura): 16x (4): 25x (3): 40x (2) Intensidade de flash: alta Lur de fundo: 0-25% Fenda: aberta Magnificação (abertura): 16x (4): 25x (3): 40x (2) Intensidade de flash: alta Lur de fundo: 0-25% Fenda: aberta Magnificação (abertura): 10x (2): 16x (2): 25x (1): 40x (1) Intensidade de flash: alta Lur de fundo: 10% Angulio: 30-45° Fenda: 2-4 mm, descentrada Magnificação (abertura): 10x (2): 16x (2): 25x (1): 40x (1) Intensidade de flash: alta Lur de fundo: 10% Angulio: 20-45° Fenda: 2-4 mm, descentrada Magnificação (abertura): 10x (2): 16x (2): 25x (1): 40x (1) Intensidade de flash: alta Lur de fundo: 10% Angulio: - Fenda: 2-mm, rojerada no limbo, descentrada Sem filtro Angulio: - Fenda: 2-mm, rojerada no limbo, descentrada Sem filtro Angulio: - Fenda: 2-mm, rojerada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x (2): 25x (1): 40x (1)		Filtro difuso					
Intensidade de flash: altaIuzi de fundo: 0-10%Angulo: 45°Fenda: 0, 1 - 3 mmSem filtroMagnificação (abertrua):Fenda cortrua):Fenda estretiz: 16x (2); 25x (1)Fenda estretiz: 16x (2); 25x (1)Fenda indra: 16x (3); 25x (3); 40x (2)Iuminação tangencial directaMagnificação (abertrua):Magnificação (abertrua):Fenda: abertaMagnificação (abertrua):Magnificação (abertrua):Fenda: abertaMagnificação (abertrua): 16x (4); 25x (3); 40x (2)Iuminação indirectaMagnificação (abertrua): 16x (4); 25x (3); 40x (2)Magnificação (abertrua): 105 (2); 16x (2); 25x (1); 40x (1)Pispersão escleróticaIntensidade de flash: altaIuzi de fundo: 0Angulo: -Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentradaSem filtroMagnificação (abertura): 16x (2); 25x (1); 40x (1)Magnificação (abertura): 16x (2); 25x (1); 40x (1)Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentradaSem filtroMagnificação (abertura): 16x (2); 25x (1); 40x (1)		Magnificação (abertura): 10x(4); 16x(4); 25x(3); 40x(2)					
Luz de fundo: 0-10% Angulo: 45%Fenda: 0,1 - 3 mm Sem filtro Magnificação (abertura): Fenda: 0,2): 25x (1) Fenda streita: 16x (2): 25x (1) Fenda streita: 16x (2): 25x (1) Fenda streita: 16x (2): 25x (1) Fenda: 26%Iluminação tangencial directaIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 0-25% Angulo: 60-80% Fenda: aberta Magnificação (abertura): 16x (4): 25x (3): 40x (2)Iluminação indirectaIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 0-25% Angulo: 60-80% Fenda: aberta Magnificação (abertura): 16x (4): 25x (3): 40x (2)Iluminação indirectaIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 10% Angulo: 30-45% Fenda: 24 mm, descentrada Magnificação (abertura): 10x (2): 16x (2): 25x (1): 40x (1)Dispersão escleróticaIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 10% Angulo: - Fenda: 24 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x (2): 25x (1): 40x (1)RetroiluminaçãoIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Angulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x (2): 25x (1): 40x (1)		Intensidade de flash: alta					
Angulo: 45°Huminação focal directaFenda: 0, 1 - 3 mm Sem filtro Magnificação (abertura): Fenda estreita: 16x (2); 25x (1) Fenda larga: 16x (3); 25x (3); 40x (2)Inuminação tangencial directaIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 0-25% Angulo: 60-80%° Fenda: aberta Magnificação (abertura): 16x (4); 25x (3); 40x (2)Inuminação indirectaIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 10% Angulo: 30-45° Fenda: 24 mm, descentrada Magnificação (abertura): 10x (2); 16x (2); 25x (1); 40x (1)Dispersão escleróticaIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Angulo: - Fenda: 2000 - 25%RetroiluminaçãoIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 10% Angulo: 30-45° Fenda: 24 mm, descentrada Magnificação (abertura): 10x (2); 16x (2); 25x (1); 40x (1)Dispersão escleróticaIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Angulo: - Fenda: 2000 - Fe		Luz de fundo: 0-10%					
Iuminação focal directaFenda: 0, 1 - 3 mm Sem filtro Magnificação (abertura): Fenda estreita: 16x (2); 25x (1) Fenda estreita: 16x (2); 25x (1); 40x (2)Iuminação tangencial directaIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 0-25% Angulo: 60-80% Fenda: aberta Magnificaçio (abertura): 16x(4); 25x(3); 40x(2)Iuminação indirectaIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 10% Angulo: 30-45% Fenda: 24 mm, descentrada Magnificaçio (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1)Dispersão escleróticaIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Angulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificaçio (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)RetroiluminaçãoIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Angulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)RetroiluminaçãoIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Angulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		Ângulo: 45º					
INTIMINAÇão Tocal directa Sem filtro Magnificação (abertura): Fenda estreita: 16x (2); 25x (1) Fenda larga: 16x(3); 25x(3); 40x(2) Intensidade de flash: alta Iuminação tangencial directa Intensidade de flash: alta Iuz de fundo: 0-25% Ángulo: 60-80% Fenda: aberta Magnificação (abertura): 16x(4); 25x(3); 40x(2) Iluminação indirecta Intensidade de flash: alta Iuz de fundo: 10% Angulo: 30-45% Fenda: 2-4 mm, descentrada Magnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1) Dispersão esclerótica Intensidade de flash: alta Iuz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Iuz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Iuz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Iuz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, p	Harrison Constationed	Fenda: 0,1 – 3 mm					
Magnificação (abertura): Fenda estreita: 16x (2); 25x (1) Fenda larga: 16x(3); 25x (3); 40x(2)Inuminação tangencial directaIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 0-25% Ángulo: 60-80% Fenda: aberta Magnificação (abertura): 16x(4); 25x(3); 40x(2)Inuminação indirectaIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 10% Ángulo: 30-45% Fenda: 2-4 mm, descentrada Magnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1)Dispersão escleróticaIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)RetroiluminaçãoIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Agulo: - Fenda: 2 mm, projetada no margem pupilar, descentrada Sem filtro Agulo: - Kenda: 2 mm, projetada no margem pupilar, descentrada Sem filtro Agulo: - Kenda: 2 mm, projetada n	liuminação focal directa	Sem filtro					
Fenda estreita: 16x (2); 25x (1) Iuminação tangencial directa		Magnificação (abertura):					
Intensidade de flash: altaIuminação tangencial directaIntensidade de flash: altaIuminação tangencial directaAngulo: 60-80%Fenda: abertaMagnificação (abertura): 16x(4); 25x(3); 40x(2)Iuminação indirectaIntensidade de flash: altaIuminação indirectaIntensidade de flash: altaLuz de fundo: 10%Angulo: 30-45%Fenda: 2-4 mm, descentradaMagnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1)Dispersão escleróticaIntensidade de flash: altaLuz de fundo: 0Angulo: -Fenda: 2-4 mm, descentradaSem filtroMagnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)Intensidade de flash: altaLuz de fundo: 0Angulo: -Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentradaSem filtroMagnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)Intensidade de flash: altaLuz de fundo: 0Angulo: -Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentradaSem filtroMagnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		Fenda estreita: 16x (2); 25x (1)					
Iuminação tangencial directa Intensidade de flash: alta Iuz de fundo: 0-25% Angulo: 60-80%° Fenda: aberra Magnificação (abertura): 16x(4); 25x(3); 40x(2) Magnificação (abertura): 16x(4); 25x(3); 40x(2) Intensidade de flash: alta Iuz de fundo: 10% Angulo: 30-45° Fenda: 2-4 mm, descentrada Magnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1) Dispersão esclerótica Intensidade de flash: alta Iuz de fundo: 0 Angulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Iuz de fundo: 0 Angulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Iuz de fundo: 0 Angulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Iuz de fundo: 0 Angulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Sem filtro		Fenda larga: 16x(3); 25x(3); 40x(2)					
Iuminação tangencial directa Luz de fundo: 0-25% Iuminação tangencial directa Ángulo: 60-80% Fenda: aberta Magnificação (abertura): 16x(4); 25x(3); 40x(2) Iuminação indirecta Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 10% Ángulo: 30-45° Fenda: 2-4 mm, descentrada Magnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1) Dispersão esclerótica Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Sem filtro		Intensidade de flash: alta					
Iuminação tangencial directa Ángulo: 60-80%° Fenda: aberta Magnificação (abertura): 16x(4); 25x(3); 40x(2) Iuminação indirecta Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 10% Ángulo: 30-45° Fenda: 2-4 mm, descentrada Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Dispersão esclerótica Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Escentrada Sem filtro Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		Luz de fundo: 0-25%					
Findurinação tangeneral directa Iniguitor colos Fenda: aberta Magnificação (abertura): 16x(4); 25x(3); 40x(2) Iluminação indirecta Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 10% Ângulo: 30-45° Fenda: 2-4 mm, descentrada Magnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1) Dispersão esclerótica Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)	Iluminação tangencial directa	Ângulo: 60_80%					
Iuminação indirecta Magnificação (abertura): 16x(4); 25x(3); 40x(2) Iluminação indirecta Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 10% Ángulo: 30-45° Fenda: 2-4 mm, descentrada Magnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1) Dispersão esclerótica Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)	numnaçao tangenciai un etta	Fanda: aberta					
Imaginited (dectual), rox(r), rox(r), rox(r) Imaginited (dectual), rox(r), rox(r), rox(r) Imaginited (dectual), rox(r)		Magnificação (abertura): $16x(4): 25x(3): 40x(2)$					
Iuminação indirecta Intensidade de flash: alta Iuz de fundo: 10% Ângulo: 30-45° Fenda: 2-4 mm, descentrada Magnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta I.uz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta I.uz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta I.uz de fundo: 0 Angulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		maginicação (abercura), rox(r), 25x(5), rox(2)					
Iuminação indirecta Luz de fundo: 10% Ângulo: 30-45° Fenda: 2-4 mm, descentrada Magnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1) Magnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Retroiluminaçao Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Luz de fundo: 0 Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		Intensidade de flash: alta					
Iluminação indirecta Ângulo: 30-45° Fenda: 2-4 mm, descentrada Magnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1) Magnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		Luz de fundo: 10%					
Fenda: 2-4 mm, descentrada Magnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1)Dispersão escleróticaIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ångulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)RetroiluminaçaoIntensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtroRetroiluminaçaoÁngulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)	Iluminação indirecta	Ângulo: 30-45°					
Magnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ángulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		Fenda: 2-4 mm, descentrada					
Bispersão esclerótica Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		Magnificação (abertura): 10x(2); 16x(2); 25x(1); 40x(1)					
Dispersão esclerótica Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Retroiluminaçao Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		Intensidade de flash: alta					
Dispersão esclerótica Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)	Dispersão esclerótica	Luz de fundo: 0					
Dispersão esclerótica Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		Ângulo: -					
Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1) Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		Fenda: 2 mm, projetada no limbo, descentrada					
Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)Intensidade de flash: altaLuz de fundo: 0Ângulo: -Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentradaSem filtroMagnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		Sem filtro					
Retroiluminaçao Intensidade de flash: alta Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)					
Retroiluminaçao Luz de fundo: 0 Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		Intensidade de flash: alta					
Retroiluminaçao Ângulo: - Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		Luz de fundo: 0					
Retroiluminaçao Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		Ângulo: -					
Sem filtro Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)	Retroiluminaçao	Fenda: 2 mm, projetada na margem pupilar, descentrada					
Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)		Sem filtro					
		Magnificação (abertura): 16x(2); 25x(1); 40x(1)					



Fig. 1 - Carcinoma in situ conjuntival. Fotografia de segmento anterior com iluminação difusa direta, cedida pela Dra Catarina Xavier



Fig. 2 - Distrofia de córnea granular tipo 1. Fotografia de segmento anterior com iluminação directa em fenda alargada, cedida pela Drª Catarina Xavier



Fig. 3 - Neovascularização de córnea com infiltrado lipidico. Fotografia de segmento anterior com iluminação tangencial directa cedida pelo Dr. João Feijão

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

QUERATOMETRIA

Raul Moreira, Pedro Cardoso Centro Hospitalar Universitario São João

COMO SURGIU

A queratometria surgiu pela mão de Hermann von Helmholtz em 1853 e foi o primeiro método capaz de quantificar a curvatura da córnea *in vivo*. Para conseguir este feito Helmholtz desenvolveu um instrumento capaz de explorar as propriedades reflectivas da córnea (mais especificamente, da sua superfície anterior).

Múltiplas tentativas de avaliação e medição do formato da córnea tinham sido feitas ao longo dos séculos precedentes, no entanto, o facto de se estar a lidar com minuciosas variações de valores inframilimétricos aliado à impossibilidade de estabilizar totalmente a córnea *in vivo* (perdas de fixação, movimentos da cabeça, etc.) provaram ser desafios difíceis de transpor.

Helmholtz conseguiu ultrapassar estas dificuldades com o instrumento que desenvolveu baseando-se em dois princípios basilares.

O primeiro foi o de analisar a córnea a partir do reflexo de um objecto (de dimensões e localização conhecidas) na sua superfície. Isto permite, pela aplicação das leis da reflexão e das relações entre triângulos similares, determinar, matematicamente, o raio de curvatura da superfície reflectora, neste caso, a superfície anterior da córnea. Para que estes cálculos sejam possíveis assume-se a córnea como sendo uma superfície esférica convexa o que, ainda que não correspondendo à realidade, é uma aproximação necessária. E, mais importante, uma aproximação suficientemente próxima para ser clinicamente relevante quando aplicada à região central/paracentral, onde se processa esta análise.

A fórmula que preside a este cálculo é a seguinte:

$$r = \frac{2dh'}{h}$$

na qual, r corresponde ao raio de curvatura da superfície anterior da córnea (o que se pretende calcular), d à distância entre o objecto reflectido e a superfície reflectora (superfície anterior da córnea), h' à altura da imagem (reflexo) e h à altura do objecto reflectido. Sendo todos estes diferentes valores expressos em milímetros.

Como se depreende da fórmula previamente enunciada,



Fig. 1 - Cálculo queratométrico

para realizar o cálculo é necessário saber três valores: a altura do objecto (conhecida de antemão); a distância do objecto à superfície reflectora (podendo esta distância ser fixa ou medida de forma relativamente simples); e, por fim, a altura da imagem reflectida. É neste último dado que se encontra a maior dificuldade de aquisição, particularmente *in vivo*, pela necessidade de uma medição muito precisa em variações de pequena ordem e que se realiza sobre um alvo em movimento.

O segundo princípio, e a forma como conseguiu ultrapassar estas dificuldades técnicas, foi o de dobrar, opticamente, a imagem reflectida. Essa duplicação permite que a determinação da altura do reflexo seja realizada (indirectamente) pelo grau de deslocamento das duas imagens secundárias formadas. Como estas são afectadas igualmente por qualquer movimento a sua posição relativa mantém-se igual facilitando a medição e permitindo uma muito maior precisão e fidelidade do que o que se poderia conseguir tentando medir directamente a altura do reflexo único.

Ao longo das décadas subsequentes surgiram novos modelos e designs de queratómetro com múltiplas melhorias dirigidas à sua aplicabilidade no "mundo real" e que permitiram trazer a queratometria para a prática clínica. No entanto, os dois princípios básicos elencados mantiveram-se sempre como fundamentais.



Fig. 2 - Queratómetro AO (American Optical®), departamento de Oftalmologia do CHUSJ

DA FORMA À FUNÇÃO

A existência de um instrumento capaz de medir o raio de curvatura da superfície anterior da córnea nos seus principais meridianos foi um passo da maior importância para a evolução da avaliação da córnea e dos erros refractivos, em particular, para a avaliação do astigmatismo e dos seus componentes. No entanto, para que a translação para a prática clínica fosse ainda mais directa e proveitosa, rapidamente o mundo oftalmológico se interessou em converter os valores de raio de curvatura (forma) para poder dióptrico (função refractiva).

Esta conversão afigura-se, matematicamente, simples quando se trata uma superfície refractiva esférica única. Para o fazer basta que se conheça o seu raio de curvatura, o seu índice refractivo e os índices refractivos dos meios que a rodeiam. No entanto, a córnea não é uma superfície refractiva única, nem se comporta opticamente como tal. É uma estrutura complexa que apresenta uma superfície anterior e uma superfície posterior com curvaturas distintas, contribuindo ambas para a sua vergência.

Seseignorareste facto e se realizar a conversão directamente, sem nenhum factor de correcção, tomando apenas em consideração os valores de curvatura da superfície anterior da córnea aferidos e o seu índice refractivo, o poder dos meridianos da córnea é sobrestimado.

Isto acontece porque ao ignorar a superfície posterior da córnea, que se encontra na transição entre a córnea (índice refractivo de 1.376) e o humor aquoso (índice refractivo de 1.336), ignora-se a sua contribuição para a redução da vergência total da córnea. Ou seja, ignora-se o poder refractivo negativo contribuído pela superfície posterior.

A solução para este problema encontrou-se na utilização de um índice refractivo diferente do verdadeiro. Ou seja, para cálculos de poder da córnea baseados em medições queratométricas no lugar do valor correspondente ao verdadeiro índice refractivo da córnea (aproximadamente, 1.376) usa-se um outro e designa-se como Índice Refractivo Queratométrico. Este Índice Refractivo Queratométrico, inicialmente proposto como 1.3375 (varia consoante as diferentes marcas e aparelhos) "incorpora" o poder negativo da superfície posterior e tem por base a existência de uma relação constante entre a superfície anterior e a superfície posterior da córnea, o que em córneas não patológicas se afigura como verdadeiro.



Fig. 3 - Queratómetro Javal-Schiotz

LIMITAÇÕES

A introdução da queratometria na prática clínica foi revolucionária e é, ainda hoje, um componente essencial do dia-a-dia da oftalmologia, assim como parte indispensável das fórmulas para o cálculo de lentes intra-oculares. No entanto, é preciso ter sempre presente as suas limitações. É um método de medição que não descreve fidedignamente a córnea "real". Descreve a superfície anterior apenas como a curvatura e posição dos seus 2 principais meridianos ortogonais e realiza esta medição somente nos 3 mm centrais (ou área semelhante, variando consoante o aparelho e a marca), assumindo, para tudo isto, a superfície refractiva como esférica. Mas, na realidade, a córnea vai muito para além dos seus 3 mm centrais, é radialmente assimétrica, é asférica e pode ser irregular.

Estas características da medição revelam-se particularmente importantes e limitantes na presença de patologia degenerativa da córnea (Queratocone, Degeneração Marginal Pelúcida, etc.) e no estado após cirurgia de ablação de superfície. Nestes estados todas as assunções subjacentes aos cálculos queratométricos estão indelevelmente alteradas, quer quanto ao formato da superfície anterior da córnea, quer quanto à sua relação com a superfície posterior.

PARA ALÉM DA QUERATOMETRIA

Quando confrontados com as situações referidas em que as

limitações da queratometria dificultam ou impossibilitam a sua aplicação clínica é preciso analisar e descrever a córnea de forma mais abrangente e fidedigna. Para este efeito surgiram várias tentativas de queratoscopia ao longo dos séculos, sendo de destacar, pela sua importância e, também, pelo orgulho que nos elicita, a invenção, em 1880, do Disco de Plácido por António Plácido da Costa. À data, a sua invenção permitia, pela análise da reflexão de anéis concêntricos na superfície anterior, realizar uma avaliação qualitativa da córnea. No entanto, a análise quantitativa com este método não era possível com a tecnologia da época. Tudo isto mudou com o advento da videoqueratoscopia computorizada e, hoje em dia, esta invenção secular forma a base das mais fidedignas (e quantitativas) representações da superfície anterior da córnea. A esta tecnologia aliam-se ainda as actuais técnicas de avaliação tomográfica (Scheimpflug, OCT-SA, etc.) que permitem ir além da superfície anterior, avaliando também a superfície posterior e a espessura da córnea.

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

PAQUIMETRIA

Luís Torrão Assistente Hospitalar Graduado do Centro Hospitalar Universitario São João

Paquimetria é a medição da espessura corneana. A espessura corneana foi menosprezada durante muitos anos por não ser passível de ser médica correctamente. O advento da cirurgia refractiva por excimer laser, e a emergência das ectasias corneanas como sua complicação directa, coincidiram com o aprimoramento da tecnologia que permitiram a medição da espessura corneana de forma mais exacta. Desde então a espessura corneana ganhou particular relevância no estudo da córnea e como medida indirecta do seu estado de saúde. O conhecimento da sua relação com a rigidez da córnea e a resistência à aplanação permitiu que conquistasse um espaço essencial na compreensão do papel da pressão intra-ocular (PIO) na fisiopatologia do glaucoma. De igual forma, com o conhecimento do papel da função bomba das células endoteliais, a espessura cornenana é uma medida indirecta do estado da sua função, aumentando a espessura corneana à medida que a função endotelial decresce como é bem conhecido das distrofias endoteliais.

A espessura corneana normal é uma característica individual o que faz a comparação populacional desafiante e sujeita a uma margem de erro muito considerável. É, no entanto, possível ter alguns valores de referência. Sendo possível esperar que os valores de espessura corneana variem entre 700 e 900 micra na periferia da córnea, na zona central os valores mais frequentemente varia entre a 490 micra e as 550 micra. Existem também algumas assimetrias entre a córnea temporal e a córnea nasal, sendo mais fina a primeira comparativamente à segunda. Também com o aumento da idade à córnea vai ficando mais espessa traduzindo alterações estruturais normais do envelhecimento.

A espessura corneana central é um parâmetro cuja relevância clínica e acompanhamento se tornou cada vez mais rotineiro e ao mesmo tempo importante. As áreas onde mais frequentemente recorremos a ele são o glaucoma, a cirurgia refractiva e a cirurgia da córnea em geral. Também no seguimento de algumas patologias com atingimento primário do endotélio como as queratouveítes herpéticas pode ser um factor importante para fazer a monitorização da função endotelial.

O impacto da espessura corneana na medição da tonometria de aplanação foi postulado por Goldmann desde o início apesar do seu modelo, baseado na lei de Imbert Fick, assumir a córnea como uma estrutura esférica, flexível e infinitamente fina. A tonometria de Goldmann supervaloriza o valor da PIO acima das 520 micra de forma directamente proporcional ao aumento da espessura. De igual forma subestima o valor da PIO para córneas finas. Este achado foi confirmado pelo OHTS (Ocular Hypertension Treatment Study) que demonstrou que a espessura central da córnea era um factor de risco independente para progressão de hipertensão ocular para Glaucoma. Este achado levou a que múltiplos investigadores tivessem tentado encontrar um factor de correcção para a espessura corneana. O IOPcc (Intraocular pressure correction chart) surgiu para tentar introduzir este fator de correção na valorização da PIO. Assim, por cada aumento de 50 micra na espessura corneana deveria ser introduzida uma correcção de 2,5 mmHg na medição da PIO. Para casos de aumento agudo da PIO foi postulado um factor de correcção de 10 mmHg por cada 50 micras de espessura corneana. Estas recomendações são controversas porém permitiram categorizar as córneas em finas, médias e espessas e vieram salientar a importância da espessura corneana como factor de avaliação da PIO. Assim, e levando em consideração os outros factores particularmente as características estruturais do nervo óptico, foi possível verificar que muitos pacientes categorizados como hipertensos eram na verdade apenas pacientes com aumento da espessura corneana. Da mesma forma, pacientes considerados normotensos poderiam na verdade corresponder a pacientes com córneas finas e valores da PIO desajustademante elevados.

O impacto da espessura corneana na PIO é ainda mais acentuado nos tonómetros de sopro uma vez que estes dependem de uma superfície de contacto maior.

Rapidamente a tecnologia tentou minorar o impacto da espessura corneana e criar tonómetros que fossem menos dependentes da espessura corneana ou em alternativa introduzissem um factor de correcção para a espessura corneana de forma a apresentarem a PIO corrigida. É comum hoje alguns tonómetros incluírem factores de correcção automática para a espessura corneana que também é determinada.

Pacientes submetidos a cirurgia refractiva corneana por excimer laser (LASIK ou PRK), sobretudo aqueles que foram submetidos a cirurgia por elevadas miopias (frequente no início da cirurgia refractiva por excimer), apresentam valores de PIO subestimados, muitas vezes de forma muito considerável, em virtude dos valores de paquimetria finais muito finos. Nos pacientes submetidos a PRK alguma fibrose no estroma pode ser um factor adicional de perturbação da medição. Assim, enquanto

uma espessura fina diminui artificialmente o valor medido, um haze corneano interfere de forma oposta na medição. Outra área onde a paquimetria corneana apresenta elevada relevância clínica é a cirurgia refrativa corneana. Desde cedo se percebeu que havia um grupo de pacientes que desenvolvia uma ectasia corneana iatrogénica. A verificação que este grupo de pacientes correspondia a um grupo com paquimetrias finais exageradamente finas levou que fossem recomendadas paquimetrias residuais superiores a 250 e mesmo 300 micras. Adicionalmente ao rastreio pré-operatório, a paquimetria corneana pode mesmo determinar o tipo de procedimento refractivo a realizar. Em paquimetrias mais finas a escolha por um procedimento de superfície pode diminuir o risco de ectasia. Pela mesma razão, alguns pacientes passam a ser elegíveis para cirurgia refrativa corneana adoptando procedimentos mais seguros, quando após cálculo cuidado se verifica que estão dentro das margens de risco aconselhadas.

A paquimetria ultrassónica continua a ser o método de referência. A sua fiabilidade e facilidade de medição continuam a fazer dela o gold standard para a medição da paquimetria corneana. Depende da reflexão dos ultrassons na superfície anterior e posterior da córnea. A paquimetria ultrassónica de alta resolução aumenta ainda a sua fiabilidade porém a medição é mais incómoda na medida em que requer contacto com imersão. A sonda deve ser posicionada de forma vertical de forma a obter uma medição precisa. As técnicas de medição por métodos ópticos aumentaram o conforto mas a fiabilidade e a reprodutibilidade diminuiu.

A medição da paquimetria ganhou outra relevância diagnóstica no momento em que foi possível passar de medições em pontos separados para a construção de um verdadeiro mapa paquimétrico. Este permite detectar precocemente alterações do padrão paquimétrico que podem ser pistas importantes para a detecção precoce de ectasias como o queratocone ou a degenerescência marginal pelúcida. Foi com o Orbscan e o aprimoramento dos métodos ópticos que os mapas paquimétricos ganharam importância clínica. A comparação com superfícies de referência permitiu evidenciar alterações precoces dos mapas paquimétricos e desta forma aumentar muito o valor diagnóstico de padrões topográficos anómalos. O orbscan estabeleceu um novo padrão de rastreio na cirurgia refractiva. Permitiu estabelecer critérios clínicos para cirurgia refractiva segura. O Orbscan foi no entanto substituído porque subestimava os mapas paquimétricos de forma consistente. Por outro lado apresentava enormes dificuldades de aquisição em pacientes com córneas com haze estromal o que lhe diminuía o interesse clínico em casos clinicamente importantes. A utilização de uma câmara de Scheimpflug permitiu ultrapassar a subestimação sistemática que o orbscan apresentava. O Pentacam é reprodutível e fiável e permite mapas muito precisos graças à reconstrução 3D com base em fotografias de Scheimpflug de alta resolução. Continua a apresentar dificuldades de

aquisição através de superfícies parcialmente opacas. O advento do OCT de segmento anterior permitiu manter a facilidade e eficácia diagnósticas do Pentacam ultrapassando as dificuldades de aquisição em superfícies com haze corneano.

Outras técnicas de medição de paquimetria serão desenvolvidas e aprimoradas e novas aplicações clínicas serão descobertas. A microscopia especular é uma técnica muito promissora para esta finalidade porém ainda não é facilmente reprodutível.

BIBLIOGRAFIA

- 1. Salz JJ, Azen SP, Berstein J, Caroline P, Villasenor RA, Schanzlin DJ. Evaluation and comparison of sources of variability in the measurement of corneal thickness with ultrasonic and optical pachymeters. Ophthalmic Surg. 1983;14(9):750-4.
- 2. Chaidaroon W.The comparison of corneal thickness measurement ultrasound versus optical methods.J Med Assoc Thai. 2003;86(5):462-6
- Foster CS, Azar DT, Dohlman CH. Smolin and Thoft's The Cornea: Scientific Foundations and Clinical Practice 4th Edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2005, Krachmer JH, Mannis MJ, Holland EJ. Cornea 2nd Edition. Philadelphia: Elsevier Mosby, 2005
- 4. Medeiros FA, Weinreb RN, Sample PA, et al. "Validation of a predictive model to estimate the risk of Conversion from ocular hypertension to glaucoma" *Arch Ophthalmology* 2005; 123: 1351-1360
- Al-Mezaine HS, Al-Amro SA, Kangave D, Al-Obeidan S, Al-Jubair KM. Comparison of central corneal thickness measurements using Pentacam and ultrasonic pachymetry in post-LASIK eyes for myopia. *Eur J Ophthal.* 2010;20(5):852–85
- 6. Jay Krachmer Mark Mannis Edward Holland, Córnea , 3rd Edition, 2010,Elsevier

MICROSCOPIA ESPECULAR

Luís Oliveira Assistente Hospitalar Graduado do Centro Hospitalar Universitario Porto

INTRODUÇÃO

A microscopia especular (ME) é um meio complementar de diagnóstico que permite a visualização e análise *in vivo* do endotélio da córnea.

Vogt, em 1918, conseguiu pela primeira vez visualizar diretamente o endotélio.¹ No entanto, apenas 50 anos depois, em 1968, foi desenvolvido por David Maurice o primeiro microscópio especular, para uso laboratorial.²

A luz que atinge uma substância pode ser refletida, transmitida ou absorvida. Geralmente, um pouco dos 3 processos ocorrem. No caso da córnea, a maior parte da luz é transmitida. Uma pequena percentagem é absorvida e refletida. Em situações de edema de córnea, a luz é essencialmente refletida de forma dispersa ("scattering"), tornando-se por isso a córnea mais opaca.

Ao contrário de outros microscópios, que captam a imagem transmitida através de uma determinada substância, a ME capta a imagem refletida de uma interface ótica. Na luz refletida (especularmente = "mirrorlike") os ângulos de incidência e reflexão são iguais.

A ME utiliza a diferença de índice de refração na interface endotélio - humor aquoso para a visualização e aquisição de imagem do endotélio corneano. A sua visualização é possível devido à diferença de refletividade entre os corpos das células endoteliais e o humor aquoso, o qual não está presente nos limites das células, permitindo assim a sua visualização de forma individual.⁴ A fonte de luz é projetada na córnea e captada a imagem refletida pela interface endotélio – humor aquoso.

A ME é o método standard para a análise do número de células endoteliais, tamanho das células endoteliais (polimegatismo) e formato das células endoteliais (pleomorfismo). Com a idade estes valores alteram-se de forma fisiológica.⁵

REALIZAÇÃO DO EXAME

Os primeiros microscópios especulares eram de contacto, utilizando um cone de aplanação da córnea para melhor estabilização da imagem. Os microscópios especulares atuais são de não contacto e de aquisição automática ou semiautomática.

Os modernos microscópios especulares de não contacto permitem a aquisição da imagem de forma simples e rápida,

sem desconforto para o paciente, obtendo-se uma imagem de alta qualidade de uma área extensa do endotélio corneano. A presença de edema ou opacidades diminui ou mesmo impossibilita a aquisição de imagens de qualidade. A dilatação pupilar minimiza a reflexão da luz que incide sob a íris, aumentando a qualidade da imagem.

Tanto a área central como a área periférica da córnea podem ser avaliadas por este método. Alguns aparelhos fazem esta avaliação de forma completamente automatizada.

É também importante que o técnico que realiza o exame esteja treinado para a identificação de fatores que condicionam erros de leitura, como são a contagem de uma mesma célula duas vezes, ou a não contagem de células, por perda de definição dos bordos celulares.

ANÁLISE DO ENDOTÉLIO

A ME de um indivíduo jovem sem patologia deve mostrar um mosaico regular de células endoteliais hexagonais de contornos bem definidos e com aproximadamente o mesmo tamanho (Fig. 1).



Fig. 1 – ME de um adolescente de 14 anos; notar o mosaico regular de células hexagonais, alta densidade celular, alta taxa de hexagonalidade e baixo coeficiente de variação.

Considera-se normal a diminuição anual de 0,5% no número de células endoteliais,⁶ mas este valor não é constante ao longo de toda a vida: mais rápida nos primeiros anos de vida, mais lenta entre os 20 e os 50 anos e novamente mais rápida após esta idade (Fig. 2).^{7,8}



Fig. 2 – ME de um paciente de 98 anos, pseudofáquico; notar a baixa densidade celular e menor taxa de hexagonalidade, apesar de coeficiente de variação normal.

Alguns fatores, como o uso de lentes de contacto, traumatismos e cirurgias intraoculares podem alterar estes valores.

Com a idade, ocorre também uma maior variabilidade no pleomorfismo e polimegatismo endotelial.

ANÁLISE QUALITATIVA DO ENDOTÉLIO

A ME permite a visualização de diversas estruturas anormais. Dentro destas destacam-se as *guttae* corneanas, que são excrescências da membrana de Descemet, formadas pelo excessivo depósito local de colagénio. A ME permite a identificação das *guttae* muito mais precocemente do que a observação na lâmpada de fenda. Com o tempo, estas excrescências aumentam e coalescem, podendo mesmo tornar-se maiores que as próprias células endoteliais que as rodeiam.

As guttae na região central da córnea são características da distrofia endotelial de Fuchs, mas podem também ser observadas na periferia corneana de indivíduos jovens normais (aqui designadas por corpúsculos de Hassle-Henle).

ANÁLISE QUANTITATIVA DO ENDOTÉLIO

A ME permite uma análise objetiva de diversos parâmetros do endotélio corneano (Quadro 1): número de células endoteliais (nº de células/mm²), área celular média (μ m²/célula), pleomorfismo (percentagem de células hexagonais), entre outros. Idealmente, uma área com um mínimo de 100 células deve ser analisada para se poderem obter valores fiáveis.

O número de células endoteliais por mm^2 é o parâmetro quantitativo mais frequentemente utilizado na prática clínica, apesar de este não ser o parâmetro mais sensível para avaliar a normal fisiologia endotelial. Habitualmente considera-se o valor de 500 células/mm² como o valor mínimo requerido para a bomba endotelial manter a normal transparência corneana.⁹ No entanto, frequentemente observam-se córneas com um número de células inferior a 500/mm² e transparência completamente normal, nomeadamente em córneas transplantadas (Fig. 3).



Fig. 3 – ME de um paciente submetido 35 anos antes a uma queratoplastia penetrante; apesar da baixa densidade celular, inferior a 500 células/mm², a córnea mantém-se totalmente transparente e com paquimetria normal.

O polimegatismo (variação do tamanho das células endoteliais, determinado pelo coeficiente de variação) e o pleomorfismo (variação na forma celular, determinado pela percentagem de células hexagonais) são parâmetros habitualmente considerados mais sensíveis em relação à normal fisiologia endotelial. Por exemplo, a perda de apenas uma célula endotelial num "cluster" de 100 células (que corresponde a uma perda de apenas 1%) pode não ser percebida, mas essa perda de apenas uma célula hexagonal pode levar a alterações na forma e tamanho de até 6 células vizinhas para ocuparem o espaço dessa célula perdida (ao que pode corresponder uma redução de até 6% na percentagem de hexagonalidade).¹⁰ Deste modo, reduções muito pequenas no número de células endoteliais podem não ser percebidas, pelo que é importante analisar também a variação no pleomorfismo e polimegatismo endotelial para identificar situações de stress endotelial. Alterações significativas nestes parâmetros traduzem perda da normal função endotelial.

UTILIZAÇÃO DA MICROSCOPIA ESPECULAR NA PRÁTICA CLÍNICA

AVALIAÇÃO PRÉ-OPERATÓRIA

A ME é um exame fundamental na predição do risco de descompensação corneana com uma cirurgia intraocular, especialmente em cirurgias do segmento anterior. A descompensação corneana ocorre geralmente quando a densidade de células endoteliais está abaixo de 500 células/ mm² (variação entre 300-700 células/mm²).¹¹ A perda de células endoteliais durante uma cirurgia intraocular é extremamente variável e depende de inúmeros fatores (tempo de cirurgia, trauma cirúrgico, tipo de cirurgia, treino do cirurgião, entre outros), pelo que é difícil indicar um número mínimo de densidade endotelial a partir do qual o risco de descompensação corneana seja baixo. Apesar disso, habitualmente aceita-se o valor de 1000-1200 células/mm² como mínimo "seguro" para a realização de uma cirurgia intraocular.12 Valores mais baixos de densidade endotelial não contraindicam a realização de

Quadro 1: Principais parâmetros quantitativos para análise do endotélio corneano.

PARÂMETRO	VALORES DE REFERÊNCIA	OBSERVAÇÕES		
DENSIDADE DE CÉLULAS ENDOTELIAIS	Criança: >3500 células/mm ² Adulto: 1500-3500 células/mm ² (valor médio de 2400 células/ mm ²) Idoso: <2000 células/mm ²	500 células/mm ² : considerado o valor mínimo para manter a normal transparência corneana <1000 células/mm ² : maior risco de descompensação corneana com cirurgia intraocular		
TAMANHO CELULAR MÉDIO	Adulto: 150-350 μ²/célula			
COEFICIENTE DE VARIAÇÃO (POLIMEGATISMO)	Normal: <0,30	>0,40: maior risco de descompensação corneana com cirurgia intraocular		
PERCENTAGEM DE CÉLULAS HEXAGONAIS (PLEOMORFISMO)	Idealmente: 80-100%	<50%: maior risco de descompensação corneana com cirurgia intraocular		

uma cirurgia intraocular, mas deve-nos alertar para o maior risco de descompensação corneana, devendo o paciente ser esclarecido acerca deste facto.

A presença de polimegatismo (coeficiente de variação superior a 0,40) e pleomorfismo (inferior a 50%) são considerados fatores de disfunção endotelial importante e representam risco elevado de descompensação corneana após uma cirurgia intraocular.

DISTROFIA ENDOTELIAL DE FUCHS

A distrofia endotelial de Fuchs acarreta geralmente dois problemas: 1) má qualidade de visão, pelas irregularidades ao nível da membrana de Descemet (*guttae* corneanas); 2) risco de descompensação corneana após cirurgia ou mesmo espontaneamente, por baixa densidade endotelial (Fig. 4). No entanto, a descompensação corneana ocorre apenas numa minoria destes pacientes mesmo quando submetidos a cirurgia de catarata, sendo geralmente as queixas relacionadas com a qualidade de visão. Muitos destes pacientes apresentam até densidade endotelial elevada, mas muitas queixas de qualidade de visão, podendo este facto por si só constituir indicação para a realização de transplante endotelial (Fig. 5).

A ME é portanto um exame fundamental para o diagnóstico e seguimento destes pacientes, em especial no pré-operatório de cirurgia de catarata, apesar de que não estão definidos valores mínimos de densidade endotelial ou de outros parâmetros a partir dos quais seja indicado associar transplante endotelial. Na prática clínica, a menos que a córnea esteja já em descompensação espontânea, é relativamente consensual realizar apenas a cirurgia de catarata num primeiro tempo e avaliar a necessidade de transplante endotelial posteriormente, conforme o resultado final e as queixas do paciente.

CIRURGIA REFRATIVA

Se numa cirurgia não refrativa, valores muito alterados



Fig. 4 – ME de uma paciente com distrofia de Fuchs; notar a baixa densidade endotelial e as guttae coalescentes, ocupando uma área muito significativa.



Fig. 5 – ME de uma paciente com distrofia de Fuchs, já submetida a cirurgia de catarata; apesar da contagem endotelial elevada, a paciente apresentava queixas severas de qualidade visual, pelo que foi proposta para queratoplastia endotelial.

na ME não contraindicam em absoluto uma cirurgia que tem mesmo de ser realizada, no caso da cirurgia refrativa, dada a não "obrigatoriedade" da cirurgia, os parâmetros de normalidade na ME devem ser estritamente respeitados para evitar riscos desnecessários.

A implantação de **lentes intraoculares fáquicas** é um procedimento frequentemente utilizado para a correção de altas ametropias, mas condiciona um aumento da perda endotelial fisiológica.¹³ Daí que a avaliação endotelial previamente à cirurgia, associada aos parâmetros tomográficos do segmento anterior, seja de primordial importância. A ME tem também um papel central no seguimento pós-operatório destes pacientes, com avaliação endotelial pelo menos anualmente. A verificação de grandes perdas endoteliais (e a taxa ou velocidade a que ocorre esta perda) pode ser indicação para o explante destas lentes, para evitar o risco de descompensação corneana (Fig. 6).



Fig. 6 – ME de uma paciente submetida 20 anos antes a implantação de lente intraocular fáquica de suporte angular. A baixa densidade endotelial constitui aqui indicação para o explante da lente.

A implantação de **lentes intraoculares multifocais** no contexto de cirurgia do cristalino ou de catarata requer uma avaliação cuidada do endotélio corneano. A presença de parâmetros endoteliais alterados, quer quantitativos quer qualitativos (em especial a presença de *guttae*), deve contraindicar a implantação deste tipo de lentes, uma vez que a presença de um endotélio perfeitamente saudável é condição obrigatória para a implantação deste tipo de lentes. Inúmeros estudos demonstraram a ausência de efeitos deletérios dos tratamentos com **laser excimer** (LASIK, PRK) no endotélio corneano. Também foi demonstrada a ausência de efeitos negativos para o endotélio com a utilização de mitomicina C no PRK.¹⁴

TRANSPLANTES DE CÓRNEA E BANCOS DE OLHOS

A ME é um exame fundamental no seguimento pósoperatório de pacientes submetidos a transplante de córnea. Conforme demonstrado em inúmeros estudos, a perda endotelial após **queratoplastia penetrante** é extremamente variável e depende de diversos factores. No entanto, geralmente as perdas são muito maiores nos primeiros 5 anos após o transplante aproximando-se dos valores de perda endotelial fisiológica entre o 5º e o 10º ano (valor médio de 70% ao 5º ano e 76% ao 10º ano, segundo o *Cornea Donor Study*).^{6,9} Córneas de dadores mais jovens apresentam menores taxas de perda endotelial.¹⁵ Com frequência observamos na nossa prática clínica enxertos de córnea com densidade endotelial muito baixa, frequentemente abaixo das 500 células/mm², e que se mantêm perfeitamente transparentes ao longo de muitos anos (Fig. 3).

A **queratoplastia endotelial** tornou-se nos últimos anos na principal técnica de transplantação na maior parte dos grandes centros mundiais. Devido ao maior trauma cirúrgico e à possibilidade de descolamento precoce do enxerto com necessidade de reintervenção, a taxa de perda endotelial é significativamente maior nos primeiros 6-12 meses após o transplante endotelial, quando comparado com a queratoplastia penetrante. No entanto estas perdas parecem tornar-se comparáveis entre as duas técnicas nos anos subsequentes.^{16,17} Não existem ainda dados consistentes acerca das perdas endoteliais e sobrevida dos transplantes endoteliais no longo prazo.

Ainda no contexto da transplantação corneana, a ME é um exame decisivo na seleção de córneas dadoras para transplantação nos **Bancos de Olhos**. Cada Banco de Olhos define os seus próprios critérios de seleção / exclusão, mas em geral a contagem endotelial mínima requerida é de 2000-2200 células/mm² para córneas para queratoplatias penetrantes e de 2200-2400 células/mm² para córneas para queratoplastias endoteliais.

BIBLIOGRAFIA

- Vogt A. Die Sichtbarkeit des lebenden Hornhautendotheis. Ein Beitrog zur Methodik der Spaltlampenmikroskopie. Graefes Arch Ophthalmol 1920; 101:123-44.
- 2. Maurice DM. Cellular membrane activity in the corneal endothelium of the intact eye. *Experientia* 1968;24(11):1904-5.
- 3. Maurice DM. A scanning slit optical microscope. *Invest Ophthalmol* 1974;13(12):1033-7.
- 4. Böhnke M, Masters BR. Confocal microscopy of the cornea. *Prog Retin Eye Res* 1999;18:553–628.
- 5. Laing RA, Sandstrom M, Berrospi AR, Leibowitz HM. Changes in the corneal endothelium as a function of age. *Exp Eye Res* 1976;22:587–594.
- 6. Bourne WM, Hodge DO, Nelson LR. Corneal endothelium five years after transplantation. *Am J Ophthalmol* 1994;118:185-96.
- Sherrard ES, Novakovic P, Speedwell L. Age-related changes of the corneal endothelium and stroma as seen in vivo by specular microscopy. *Eye (Lond)* 1987;1(Pt 2):197-203.
- 8. Abib FC, Barreto J Jr. Behaviour of corneal endothelium density over a lifetime. J *Cataract Refract Surg* 2001;27:1574-8.
- Lass JH, Benetz BA, Gal RL, et al. Donor age and factos related to endotelial cell loss 10 years after penetrating keratoplasty: Specular Microscopy Ancillary Study. *Ophthalmology* 2013;120(12):2428-35.
- Krachmer JH, Mannis MJ, Holland EJ. Cornea. Edinburgh: Elsevier; 2017.
- 11. Holladay JT, Bishop JE, Prager TC. Quantitative endothelial biomicroscopy. *Ophthalmic Surg* 1983;14(1):33-40.

- 12. Corneal endothelial photography. American Academy of Ophthalmology. *Ophthalmology* 1991;98(9):1464-8.
- Stulting RD, John ME, Maloney RK, et al. Three-year results of Artisan/Verysize phakic intraocular lens implantation. Results of the United States Food and Drug Administration clinical trial. *Opthalmology* 2008;115(3):464-72.e1.
- 14. Zhao LQ, Wei RL, Ma XY, et al. Effect of intraoperative mitomycin-C on healthy corneal endothelium after laser-assisted subepithelial keratectomy. J Cataract Refract Surg 2008;34(10):1715-19
- Mannis MJ, Holland EJ, Gal RL, et al. The effect of donnor age on penetrating keratoplasty for endothelial disease: graft survival after 10 years in the Cornea Donor Study. Ophthalmology 2013;120(12):2419-27.
- Cheng YY, Schouten JS, Tahzib NG, et al. Efficacy abd safety of femtosecond laser-assisted corneal endothelial keratoplasty: a randomized multicenter clinical trial. ;Transplantation 2009;88(11):1294-302.
- 17. Price MO, Gorovoy M, Price FW Jr, et al. Descemet's stripping automated endothelial keratoplasty: three-year graft and endothelial cell survival compared with penetrating keratoplasty. Ophthalmology 2013;120(2):246-51.

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

MICROSCOPIA CONFOCAL DA CÓRNEA IN VIVO. princípios, instrumentação e aplicações clínicas.

Maria João Quadrado^{1,2,3;} João Gil^{1,2,3}; Luís Bernardes¹

¹ Centro de Responsabilidade Integrado de Oftalmologia, Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra

² Unidade de Oftalmologia de Coimbra, Hospital da Luz Coimbra

³ Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Ao longo das últimas décadas verificou-se um interesse crescente no desenvolvimento de técnicas de avaliação não invasivas da fisiologia celular *in vivo* da córnea quer saudável, quer com patologia. Desta forma melhoramos a exatidão e a precocidade do diagnóstico, avaliamos o grau e a progressão da doença, melhorando assim o seu tratamento. O desenvolvimento de aparelhos para microscopia confocal *in vivo* (IVCM) permitiu adicionar imagens *in vivo*, em tempo real e com uma ampliação de 800 vezes da arquitetura celular, ao arsenal de instrumentos para o diagnóstico e tratamento das doenças corneanas.

A biomicroscopia apresenta uma capacidade limitada de resolução e ampliação das estruturas (aproximadamente 40x), pelo que se tornou necessário complementar o exame clínico com a observação *in vivo* das microestruturas celulares. A Microscopia Confocal da Córnea (MCC) adquiriu especial relevância pela capacidade de produzir imagens de cada uma das camadas corneanas, em tempo real, *in vivo* e com elevada resolução lateral e axial. A MCC permite-nos a identificação de estruturas celulares e sub-celulares na córnea sem depender das técnicas de histologia convencionais, como exemplificado na Fig 1.^{1,2,3,4,5,6}

FUNDAMENTOS E PERSPETIVA HISTÓRICA

A microscopia ótica convencional baseia-se na fixação, processamento, corte e coloração dos tecidos implicando a destruição das células e oferece uma imagem estática e bidimensional de um tecido tridimensional com uma resolução lateral que pode ser inferior a $0.5 \ \mu m.^8$ Nos últimos 50 anos ocorreram vários desenvolvimentos com o objetivo de permitir a observação *in situ* e *in vivo* de células em tecidos tridimensionais. Em 1968, Maurice⁹ introduziu o microscópio especular permitindo fotografar *in situ* as células vivas. As adaptações a este microscópio, efetuadas por Laing¹⁰ e posteriormente por Bourne e Kaufman,¹¹ permitiram as primeiras fotografias do endotélio corneano *in vivo* com elevada ampliação (200x)¹¹ e a sua utilização na clínica. No entanto, este microscópio



Fig 1 – Epitélio corneano: (a) células epiteliais superficiais; (b) células epiteliais basais. (c) queratócitos estroma anterior (d) estroma médio (e) estroma posterior (f) endotélio. Imagens obtidas com microscópio confocal de varrimento laser (HRT II + RCM), CRIO – CHUC⁷

não permite a visualização das outras camadas corneanas. A capacidade de visualizar *in vivo* diferentes camadas de um tecido espesso, normalmente designada por seccionamento ótico, implicou a adoção de arranjos óticos confocais. Um sistema ótico confocal caracteriza-se pela utilização de um sistema de iluminação que ilumina apenas um ponto do campo de visão do microscópio e pela existência de um filtro espacial na ótica de deteção, colocado num plano conjugado¹ do plano do focal de iluminação. Por filtro espacial designamos uma fenda ou

1 Em óptica diz-se que dois planos são conjugados quando um dos planos contém todos os pontos imagem do outro plano, considerado como constituído por pontos objecto.

um orifício que bloqueia mecanicamente qualquer luz proveniente de planos da amostra que não o plano focal de iluminação. Na microscopia convencional todos os pontos do objeto são iluminados simultaneamente e a imagem é também obtida simultaneamente de todos os pontos. A utilização do princípio confocal, ilustrado na Fig 2, implica que os diferentes pontos do objeto sejam iluminados sequencialmente, com as respetivas imagens obtidas também sequencialmente. Tal só é possível com a utilização de sistemas de varrimento que garantam que os focos dos sistemas de iluminação e deteção se desloquem ao longo da região do tecido que se pretende visualizar. Embora isto se possa conseguir quer movendo o tecido e mantendo fixa as óticas de iluminação e de deteção, quer mantendo o tecido estacionário e movimentando os sistemas de iluminação e deteção, só esta última opção é aplicável à microscopia in vivo de tecidos corneanos.



Fig 2 - Princípio da microscopia confocal

Na sequência da invenção do Microscópio Confocal por Marvin Minsky em 1957,¹² Petran e Hadravsky desenvolveram um método inovador de microscopia confocal13 em que o varrimento ótico do tecido era implementado por um disco de Nipkow. Trata-se de um disco com um número elevado de orifícios, organizados em espirais de Arquimedes, inserido no sistema ótico de modo a que cada orifício tenha um par conjugado. Desta forma, a rotação do disco assegurava que quer o sistema de iluminação quer o sistema de deteção varriam o tecido. A evolução desta nova tecnologia de forma a permitir a utilização in vivo, implicou obter soluções para os problemas colocados pelos níveis inadequados de luz para aquisição de imagens e pelo movimento involuntário dos doentes durante a observação. Estes movimentos dos doentes secundários à pulsação, à respiração e às microssacadas oculares obrigaram ao desenvolvimento de sistemas de captura rápida das imagens, com tempos de exposição por imagem inferiores a 1/30 segundos, de forma a evitar que as imagens capturadas surgissem desfocadas. O resultado final foi o chamado "Tandem Scanning Confocal Microscope" (TSCM), o primeiro microscópio confocal clinicamente utilizável para observação in vivo da córnea. A Fig 3 mostra o esquema da ótica deste microscópio.

Versões clínicas destes microscópios foram produzidas

pela Tandem Scanning Corporation (Reston, VA, EUA) e, mais tarde, pela Advanced Scanning Corporation (New Orleans, LA, USA). Actualmente, não é produzido nenhum microscópio confocal da córnea do tipo TSCM.



Fig 3 - Arranjo ótico de um Tandem Scanning Confocal Microscope. Adaptado de Recent advances in confocal microscopy for studying drug delivery to the eye: concepts and pharmaceutical applications. Eur J Pharm Biopharm.¹⁴

Um outro tipo de microscópio confocal da córnea, o microscópio confocal de varrimento de fenda (Scanning-Slit Confocal Microscope - SSCM) tem uma história de desenvolvimento cuja origem pode ser colocada microscópio especular de Maurice, utilizado no para observação ex vivo do endotélio corneano.9,15 Este microscópio, na sua versão final, já incluía várias caraterísticas que ainda hoje se encontram nos microscópios confocais da córnea de varrimento de fenda. É o caso da utilização de uma objetiva que não aplanava a córnea, recorrendo a uma solução salina para assegurar o acoplamento ótico entre a córnea e a objetiva e da utilização de metade da abertura numérica da objetiva para iluminar a amostra, com a outra metade a servir para recolher a luz dispersa pela córnea. Utilizava duas fendas conjugadas, sendo então um instrumento confocal. Contudo, a imagem da fenda de iluminação não era varrida sobre o plano focal da objetiva. As fendas eram mantidas estáticas definindo o campo de visão do instrumento. Não era um instrumento para utilização clínica e, como tal, não incorporava soluções para o problema do movimento involuntário dos doentes. O próprio Maurice desenvolveu mais tarde este instrumento. Utilizou fendas mais estreitas e, de forma a obter um campo de visão extenso, fez com que a amostra se deslocasse através da imagem da fenda. A imagem era gravada num filme fotográfico que se movia em sincronia com a amostra.

A utilização de fendas estreitas permite obter imagens com elevado contraste mas resulta num campo de visão de pequenas dimensões. Apesar de Svishchev ter sido o primeiro a construir um microscópio em que a imagem de uma fenda estreita era varrida sobre o plano focal da objetiva,^{16,17} Koester foi o primeiro a resolver de forma satisfatória este problema, tendo conseguido obter, pela primeira vez, imagens *in vivo* do endotélio corneano, com um campo de visão largo e em condições clínicas.¹⁸ Utilizou fendas confocais e um espelho rotativo para assegurar o varrimento das fendas de iluminação e de observação. A fenda de observação permite recolher apenas luz proveniente da região do plano objeto iluminada pela fenda de iluminação, bloqueando toda a luz proveniente de outras regiões. O instrumento utilizava uma objetiva aplanadora, para permitir a observação de um número elevado de células endoteliais no mesmo plano focal e para restringir os movimentos oculares.

Apesar do grande avanço que constituiu, o microscópio especular de campo largo de Koester apresentava limitações. A capacidade de visualizar outras camadas da córnea, que não o endotélio, era muito limitada, a objetiva aplanadora induzia dobras no interior da córnea e a necessidade de obter uma boa relação sinal-ruído levava a que a iluminação no olho do doente fosse muito intensa. Estas dificuldades foram resolvidas no microscópio SSCM desenvolvido por Masters e Thaer, cujo esquema ótico está representado na Fig 4. Este microscópio utilizava princípios apresentados por Maurice - objetiva de imersão em água não aplanadora com abertura numérica elevada, com um gel a fazer o acoplamento ótico entre a objetiva e a córnea - e Svishchev - varrimento e reconstrução da imagem realizados por um espelho duplo montado num oscilador. O arranjo confocal era realizado por duas fendas conjugadas.



Fig 4 - Arranjo óptico Scanning-Slit Confocal Microscope. Adaptado http:// www.nidektechnologies.it

O aspeto mais inovador deste microscópio foi a solução desenvolvida para o problema do movimento. Foi adotada uma atualização interlaçada da imagem vídeo, com cada metade da imagem a ser formada por um varrimento completo da fenda através do plano focal da objetiva. Como a largura da fenda é ajustada para 1/30 da amplitude do varrimento, o tempo de exposição para cada região da córnea, para um sinal vídeo padrão, é de apenas 0.66 ms. Desta forma conseguem-se imagens de elevado contraste com artefactos de movimento mínimos, como se demonstra pelas imagens do plexo nervoso sub-basal, onde não se observam descontinuidades nos nervos que cruzam toda a extensão da imagem. Este microscópio permitia obter imagens de todas as camadas corneanas e está na base dos atuais microscópios SSCM clínicos.

Um terceiro tipo de microscópio confocal da córnea surgiu mais recentemente. Foi desenvolvido no grupo do Prof. Guthoff¹⁹ e consistiu num módulo ótico (RCM - Rostock Cornea Module) para instalação num tomógrafo confocal da retina comercial (HRT II - Heidelberg Retinal Tomograph II, Heidelberg Engineering, Heidelberg, Alemanha) configurando assim um microscópio confocal da córnea de varrimento laser (LSCM - Laser Scanning Confocal Microscope). Neste instrumento, um laser é focado e varrido ao longo do plano da córnea a visualizar, por ação de um par de espelhos instalados em galvanómetros. Em cada instante, apenas é iluminado um ponto na córnea com um diâmetro da ordem de 1 µm. O instrumento utiliza uma objetiva não aplanadora. O acoplamento ótico é realizado por um gel. O microscópio mantém todas as funções de tomografia do HRT, empregues originalmente para avaliação do disco ótico. A Fig 5 mostra o arranjo ótico do microscópio RCM bem como o exemplar utilizado no CRIO - CHUC.



Fig. 5 - Microscópio confocal da córnea de varrimento laser: (a) Arranjo ótico. Adaptado de Atlas of Confocal Laser Scanning in-Vivo Microscopy in Opthalmology.20 (b): Heidelberg Retina Tomograph HRT II associado ao Rostock Cornea Module. CRIO - CHUC.

Alguns estudos apresentam resultados comparando diferentes microscópios confocais da córnea. Foi publicado um estudo que compara medições de densidades de queratócitos utilizando um microscópio TSCM (Model 165A, Tandem Scanning, Inc., Reston, VA, EUA) e um microscópio SSCM (ConfoScan 3 (Nidek Technologies America, Inc., Greensboro, NC, EUA).²¹ O estudo mostrou que, para córneas normais, os dois instrumentos produzem densidades de queratócitos que não diferem significativamente, desde que se tenha em conta a diferença na profundidade do volume amostrado (ou seja na resolução axial) entre os dois microscópios e sejam empregues métodos estereológicos corretos.

Um outro estudo²² demonstrou que as avaliações do microscópio de varrimento laser (HRT II + RCM) apresentavam a tendência para sobrestimar as medições da espessura da córnea central, subestimar significativamente a contagem do número de células endoteliais, principalmente em olhos com contagem endotelial mais reduzida (< 2290 células/mm²) e sobrestimar a contagem endotelial em córneas com densidade mais elevada. A

variabilidade entre as várias medições da espessura corneana central e do número de células endoteliais foi menor quando utilizado o microscópio de varrimento de fenda Tomey ConfoScanP4 (*Tomey Corporation, Cambridge, MA, EUA*).²² Presentemente existem no mercado dois tipos de microscópios confocais da córnea: o Microscópio confocal de varredura por fenda (SSCM): Nidek Confoscan 4 (Nidek Co. Ltd., Aichi, Japão); ConfoScan 4 (Nidek Technologies, Gamagori, Japão); ConfoScan P4 (Tomey Corporation, Cambridge, MA, EUA) e Microftal (Helmut Hund, Wetzlar, Alemanha) e apenas um Microscópio confocal de varredura a laser (LSCM), o Módulo Corneal de Rostock da Heidelberg Retina Tomograph II (RCM). Nesse caso, a digitalização é feita movendo o raio laser, graças aos espelhos galvanométricos que permitem modificar o ponto de incidência do raio laser no olho.

Aplicações Clínicas da IVCM

A MCC da córnea tem sido utilizada na avaliação de múltiplas patologias congénitas e adquiridas da córnea tais como síndrome de olho seco^{23;24} (Fig 6); distrofias ^{25,26} (Fig 7); patologia infeciosa, nomeadamente Acantamoeba (Fig 8) e fungos (Fig 9), depósitos corneanos,^{27;28,29} e queratopatia diabética,³⁰ entre outras.



Fig 6 – Sindrome de olho seco:(a) Metaplasia corneana. Observa-se aumento do tamanho celular, ativação nuclear e diminuição da relação núcleo/citoplasma; (b) Tortuosidade anormal dos nervos corneanos; (c) Neovasos. CRIO – CHUC.



Fig 7 – Guttatas na distrofia de Fuchs. CRIO – CHUC

Esta transição *"bench to bedside"* tem sido criada à volta de alguns vetores principais: queratites infeciosas, cicatrização e regeneração tecidual, e neuropatia corneana. No caso das queratites infeciosas a mais valia está sobretudo presente no caso das infeções fúngicas e por *Acantamoeba*, casos de difícil diagnóstico em cultura e em que esse atraso diagnóstico dita frequentemente piores resultados clínicos. Num estudo observacional que incluiu 103 casos de Acantamoeba e



Fig 8 - Queratite por Acantamoeba: (a) imagem de biomicroscopia mostrando o infiltrado estromal em anel; (b) – queratonevrite radiária e células dendríticas; (c) quistos no estroma anterior. CRIO – CHUC.



Fig 9 - Queratite fúngica: (a) biomicroscopia; (b) hifas, filamentos hiperreflectivos com $4.8 \,\mu m$ de espessura; (c) hifas. CRIO – CHUC

queratite fúngica comprovados através de exame de cultura, verificou-se que a sensibilidade da IVCM na identificação de quistos de Acantamoeba e elementos fúngicos foi de 88,3% e a especificidade de 91,1%.³¹ Nesta situação o diagnóstico precoce é de importância fundamental no prognóstico, sendo este papel pode ser desempenhado pela IVCM.³²Os quistos de Acantamoeba medem 15–28 µm, os trofozoítos 25-40 µm e as hifas fúngicas aproximadamente 6 µm.³¹ Todos eles podem ser visualizadas *in vivo* através da IVCM duma forma não invasiva. No entanto, o uso de IVCM na queratite bacteriana tem sido limitado, uma vez que as bactérias apresentam dimensões inferiores à resolução do IVCM.³²

A IVCM revelou-se também um contributo fundamental na compreensão e seguimento do processo de cicatrização da córnea após cirurgia refrativa como demonstram as Fig 10 e Fig 11 na avaliação da queratite lamelar difusa pós-LASIK.³³ Em estudos com IVCM verificou-se que a fase de recuperação do epitélio corneano após PRK pode ir até às 4 semanas enquanto que a recuperação da densidade dos nervos do plexo sub-basal pode levar até dois anos.³¹ A IVCM revelou também a eficácia da Mitomicina C na redução do *haze* pós operatório nestes doentes.^{34,35}



Fig 10 – LASIK: (a) exame de biomicroscopia em que se visualizam partículas na interface do lentículo; (b) exame de microscopia confocal aos 8 dias e (c) aos 3 meses. CRIO – CHUC.



Fig 11 – Queratite lamelar difusa estadio 3: (a) exame de biomicroscopia; (b) exame de microscopia confocal em que se visualizam células redondas/ovais e núcleos excêntricos hiper-reflectivos. CRIO – CHUC.

A observação em tempo real do processo de cicatrização após a queratoplastia tornou-se possível com a IVCM. Num estudo longitudinal ficou demonstrado que apenas 53% dos indivíduos apresentam re-enervação do estroma aos 12 meses após a queratoplastia penetrante e que os nervos regenerados apresentam morfologia anormal, com aumento da sua tortuosidade.^{36; 37}

Grande parte do que compreendemos acerca do mecanismo de funcionamento do *cross-linking* corneano provém também de estudos com IVCM. Foi possível verificar de que forma ocorre a re-epitelização, a perda e posterior repopulação de queratócitos em várias camadas, e a regeneração dos plexos nervosos pós-cirurgia.³⁸

Vários estudos revelaram a presença de queratócitos ativados no estroma anterior, médio e posterior até dois anos após a queratoplastia penetrante bem como o aumento do número destes queratócitos dois meses antes do diagnóstico clínico de rejeição.^{37,39} Esta monitorização é uma mais valia na instituição precoce e atempada da terapêutica nos episódios de rejeição na queratoplastia.

A IVCM, permite-nos quantificar os nervos sub-basais como documentado na Fig 12, sendo que esta quantificação pode avaliar a gravidade da neuropatia periférica em doenças como a diabetes, PAF, doença de Parkinson, esclerose lateral amiotrófica e neuropatia periférica secundária à quimioterapia.^{33,37,40,41,42} Desta forma, tornou-se uma mais valia na deteção precoce de algumas neuropatias e na avaliação da resposta aos tratamentos instituídos.



Fig 12– Nervos corneanos: (a) plexo nervoso sub-basal; (b) nervo corneano com bifurcação em Y no estroma médio; (c) bifurcações em H em nervos do plexo sub-basal. CRIO – CHUC.

As densidades dos nervos do plexo sub-basal e das células dendríticas na queratite herpética *simplex* e herpes zoster oftálmico também foram estudadas extensivamente. Demonstrou-se que a diminuição da densidade do nervos sub-basais é uma característica proeminente na IVCM, juntamente com o aumento da densidade das células dendríticas no epitélio basal e na metaplasia escamosa.^{43,44} Estas características podem ajudar a diagnosticar a queratite herpética em casos complexos.

A MCC permite ainda a quantificação e monitorização de depósitos na córnea ao longo do seu tratamento como referido anteriormente e por nós exemplificado na Fig 13 e publicado.²⁹



Fig 13 – Cistinose: (a) depósitos de cistinose à biomicroscopia 1º dia; (b) depósitos de cistinose MCC 1º dia; (b) depósitos de cistinose MCC após 6 meses de tratamento com colírio de cisteamina 0,5% CRIO – CHUC.

FUTURO

A microscopia confocal da córnea veio expandir a capacidade de avaliação in vivo da córnea normal e com patologia. Esta técnica revelou-se de grande utilidade na clínica, tanto no diagnóstico de patologias, como na monitorização de algumas terapêuticas instituídas. Tal resultou simplesmente do aumento da resolução espacial para além dos limites da biomicroscopia, tornando-se assim numa poderosa ferramenta clínica. Para além da sua aplicação clínica, tem vindo também a emergir abundante evidência que atesta a sua fiabilidade como um marcador, potencialmente quantitativo, de regeneração celular e de neurorregeneração. Da perspetiva do investigador, a IVCM é uma ferramenta ideal para obter dados objetivos, reprodutíveis, obtidos de forma não-invasiva, e sensíveis a pequenas mudanças regionais. A arquitetura e histologia corneanas são sensíveis a múltiplos mecanismos de doença e potencialmente alteradas por um número muito diverso de patologias. O melhor exemplo é a caracterização do plexo nervoso corneano como "janela" para o estado do sistema nervoso periférico global, mas a sua utilização em estudos e ensaios clínicos é ainda uma avenida por explorar.

Com a facilidade de configuração clínica, elevada fiabilidade uma ampliação de 800 vezes da arquitetura celular *in vivo*, a IVCM mantém a promessa de melhorar a qualidade dos cuidados prestados aos nossos doentes e a segurança de uma ferramenta de investigação fiável e reprodutível.

BIBLIOGRAFIA

1. Cavanagh HD, Petroll WM, Alizadeh H, He YG, McCulley JP, Jester JV. Clinical and diagnostic use of *in vivo* confocal microscopy in patients with corneal disease. *Ophthalmology*. 1993

Oct;100(10):1444-54.

- Bohnke M, Masters BR. Confocal microscopy of the cornea. Prog Ret Eye Res. 1999 Sep;18(5):553-628.
- 3. Jalbert I, Stapleton F, Papas E, Sweeney D F, M Coroneo. In vivo confocal microscopy of the human cornea. *Br J Ophthalmol.* 2003 Feb; 87(2): 225–236.
- 4. Erie JC, McLaren JW, Patel SV. Confocal microscopy in ophthalmology. *Am J Ophthalmol.* 2009 Nov;148(5):639-46.
- Guthoff RF, Zhivov A, Stachs O. In vivo Confocal Microscopy, an innner vision of the cornea - a major review. *Clin Experiment Ophthalmol.* 2009 Jan;37(1):100-17.
- 6. Nubile M, Mastropasqua l. In vivo Confocal microscopy of the ocular surfasse: where are we now? *Br J ophthalmol.* 2009 93:850-852.
- Popper M; Morgado AM; Quadrado MJ; Van Best JA. Corneal cell density measurement in vivo by scanning slit confocal microscopy: method and validation. Ophthalmic Res. 2004 Sep-Oct;36(5):270-6
- 8. Pawley J. Limitations on optical sectioning on live-cell confocal microscopy. *Scanning*. 2002 24:241–246.
- 9. Maurice DM. Cellular membrane activity in the corneal endothelium of the intact eye. *Experientia*. 1968 Nov 15;24(11):1094-5.
- Laing RA, Sandstrom MM, Leibowitz HM. In vivo photomicrography of the corneal endothelium. *Arch Ophthalmol.* 1975 Feb;93(2):143-5. 1975.
- 11. Bourne WM, Kaufman HE. Cataract extraxtion and the corneal endothelium. *Am J Ophthalmol.* 1976 Jul;82(1):44-47.
- 12. Minsky M. Microscopy apparatus; US Patent 301467 1961.
- 13. Petran MH, Boyde A. The tandem scanning reflected Light Microscope. Scanning. 1985 (7):97-108.
- 14. Furrer P, Gurny R. Recent advances in confocal microscopy for studying drug delivery to the eye: concepts and pharmaceutical applications. *Eur J Pharm Biopharm*. 2010 Jan;74(1):33-40
- Hoefle FB, Maurice DM, Sibley RC. Human corneal donor material. A method of examination before keratoplasty. *Arch Ophthalmol*. 1970 Dec;84(6):741-4.
- 16. Svishchev GM. Microscope for the study of transparent lightscattering objects in incident light. *Opt. Spectrosc.* 1969 30:188-91.
- Svishchev GM. Image contrast in a microscope with synchronous object scanning by slit field diagrams. *Opt. Spectrosc.* 1971 30, 188– 191.
- Koester CJ. Scanning mirror microscope with optical sectioning characteristics: applications to ophthalmology. *Appl. Opt.* 1980 Jun 1;19(11):1749-57.
- Stave J, Zinser G, Grummer G, Guthoff R. Modified Heidelberg Retinal Tomograph HRT. Initial results of *in vivo* presentation of corneal structures. *Ophthalmologe*. 2002 Apr;99(4):276-80.
- Guthoff BR, Baudouin C, Stave J. Confocal Laser Scanning in vivo Microscopy. In: Atlas of Confocal Laser Scanning in-Vivo Microscopy in Opthalmology: Principles and Applications in Diagnostic and Therapeutic Ophtalmology [*I.E. Ophthalmology*]. Berlin: Springer, 2006, pp 31-148.
- McLaren JW, Nau CB, Kitzmann AS, Bourne WM. Keratocyte density: comparison of two confocal microscopes. *Eye Contact Lens.* 2005 Jan;31(1):28-33.
- 22. Salvetat ML, Zeppieri M, Miani F, Parisi L, Felletti M, Brusini P. Comparison between laser scanning in vivo confocal microscopy and noncontact specular microscopy in assessing corneal endothelial cell density and central corneal thickness. Cornea. 2011 Jul;30(7):754-9.
- Alhatem A, Cavalcanti B, Hamrah P. In vivo confocal microscopy in dry eye disease and related conditions. *Semin Ophthalmol.* 2012;27:138–48
- Villani E, Baudouin C, Efron N In vivo confocal microscopy of the ocular surface: from bench to bedside. *Curr Eye Res.* 2014;39:213– 31
- Liang Q, Pan Z, Sun X, Baudouin C, Labbe A. Reis-bucklers corneal dystrophy: a reappraisal using in vivo and ex vivo imaging techniques. *Ophthalmic Res.* 2014;51(4):187–95.

- Shi H, Qi X-F, Liu T-T, Hao Q, Li X-H, Liang L-L, Wang Y-M, Cui Z-H. In vivo confocal microscopy of pre-descemet corneal dystrophy associated with x-linked ichthyosis: a case report. *BMC Ophthalmol.* 2017;17(1):29.
- Quadrado MJ; Popper M ; Morgado AM ; Murta JN; Van Best JA; Muller LJ. Highly Reflective Cells in the Corneal Stroma Visualized by in vivo Confocal Microscopy. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* May 2005, Vol.46, 2194
- Utheim TP, Chen X, Fricke O, Bergersen LH, Lagali N. Microdot Accumulation in the Anterior Cornea with Aging - Quantitative Analysis with *in Vivo* Confocal Microscopy. *Curr Eye Res.* 2020 Feb 6:1-7
- Tavares R, Coelho D, Macario MC, Torres A, Quadrado MJ, Murta J. Evaluation of Treatment with Cysteamine Eyedrops for Cystinosis with Confocal Microscopy. *Cornea*. 2009 Sep;28(8):938-40
- Quadrado MJ; Popper M ; Morgado AM ; Murta JN; Van Best JA. Diabetes and corneal cell densities in humans by in vivo confocal microscopy. *Cornea* 2006 Aug;25(7):761-8.
- 31. Niederer R, McGhee C. Clinical in vivo confocal microscopy of the human cornea in health and disease. *Progress in Retinal and Eye Research.* 2010;29:30-58.
- 32. Vaddavalli P, Sharma S, Sanwan V, Rao G, Thomas R. Role of confocal microscopy in diagnosis of fungal and acanthamoeba keratitis. *Ophthalmology*. 2011;118:29-35.
- Wang E, Misra S, Patel D. In vivo confocal microscopy of the hu-man cornea in the assessment of peripheral neuropathy and systemic diseases. BioMed Research International. 2015:2015;1-11
- 34. Gabato C, Ghirlando A, Moretto E. Mitomycin C modulation of corneal wound healing after photorefractive keratectomy in highly myopic eyes. *Ophthalmology*. 2005;112(2):208-218.
- Cruzat A, Witkin D, Baniasadi N, Zhung L, Ciolino J, Jurkunas U, Chodosh J, Pavan-Langston D, Dana R, Hamrah P. In Immedian and the nervous system: the connection in the cornea in patients with infectious keratitis. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2011;52:5136-5143.
- Niederer RL, Perumal D, Sherwin T, McGhee C. Corneal innervation and cellular changes after corneal transplantation: an in vivo confocal microscopy study. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2007;48:621-626
- Quadrado MJ. Avaliação microestrutural da córnea por microscopia confocal in vivo. Coimbra: [s.n.], 2013. Tese de doutoramento. <u>http://hdl.handle.net/10316/24495</u>
- Bovone C, et al. Corneal Healing After Riboflavin Ultraviolet-A Collagen Cross-Linking Determined by Confocal Laser Scanning Microscopy In Vivo: Early and Late Modifications. Am J Ophthalmol. 2008;527–34
- Kocaba V, Colica C, Rabilloud M, Burillon C. Predicting corneal graft rejection by confocal microscopy. *Cornea*. 2015;34(S10):S61-4.
- Ferreira A; Morgado AM; Silva JS. Corneal nerves identification for earlier diagnosis and follow-up of diabetic neuropathy. *Book* 2010. DO - 10.1007/978-3-642-13775-4_7
- Ferreira A; Morgado AM; Silva JS. A method for corneal nerves automatic segmentation and morphometric analysis. *Comput Methods programs Biomed* 2012 Jul;107(1):53-60.
- 42. Popper M; Quadrado M; Morgado AM; Murta JN; Van Best JA; Muller LJ. Subbasal Nerves and Highly Reflective Cells in Corneas of Diabetic Patients: In vivo Evaluation by Confocal Microscopy, *Invest Ophthalmol Vis Sci.* May 2005, Vol.46, 879
- 43. Hamrah P, Sahin A, Dastjerdi M, Shahatit B, Bayhan H, Dana R, Pavan-Langston D. Cellular changes of the corneal epithelium and stroma in herpes simplex keratitis: an in vivo confocal microscopy. *Ophthalmology*. 2012 Sep;119(9):1791-7
- 44. Cruzat A, Qazi Y, Hamrah P. In Vivo Confocal Microscopy of Corneal Nerves in Health and Disease. *Ocul Surf.* 2017;15(1):15

AVALIAÇÃO DA BIOMECÂNICA Da córnea

J. Salgado-Borges, MD, PhD, FEBO Clinsborges, Lenitudes Medical Center e Trofa Hospital Matosinhos

INTRODUÇÃO

A biomecânica tem como objetivo estudar o comportamento dinâmico dos tecidos vivos tais como dos vasos, ossos, cartilagens, tendões e tecidos oculares. Por outro lado, os órgãos vivos têm a capacidade de se submeter a grandes deformações e, mesmo assim recuperar, após um certo período, a sua configuração original.

A origem da abordagem da biomecânica corneana está relacionada com estudos de tonometria realizados em meados da década de 60, mas, número crescente de publicações sobre este tema nas últimas 2 décadas resulta provavelmente da introdução comercial de novos dispositivos clínicos. Estes permitem uma abordagem quantitativa da biomecânica da córnea com aplicações clínicas no âmbito da tonometria, uso de lentes de contacto e fundamentalmente no conhecimento das alterações estruturais do tecido corneano, tanto no que diz respeito às patologias ectásicas como o queratocone, à cirurgia aditiva como os anéis intracorneanos ou o crosslinking, bem como à sua modificação após cirurgia refrativa¹⁻². Neste campo, os novos sistemas de ablação deverão incluir os fatores biomecânicos, o que motiva pesquisas realizadas em modelos físico-matemáticos e na cicatrização da córnea, melhorando o nosso conhecimento sobre a resposta biomecânica da córnea.

A córnea é uma estrutura viscoelástica complexa que possui propriedades biomecânicas que podem influenciar o diagnóstico e a realização de procedimentos clínicos e / ou cirúrgicos oftalmológicos. Não se trata de uma mera "peça de plástico", mas sim de uma estrutura heterogénea mais débil nos 6 mm centrais e no seu terço anterior. Antes de passarmos à avaliação clínica dos parâmetros biomecânicos da córnea vamos resumidamente apresentar 3 conceitos básicos importantes: a elasticidade, a histerese e o fator de resistência corneano.

A elasticidade refere-se à maneira como um material é deformado em resposta a uma situação de *stress* externo. Estudos experimentais demonstraram que a córnea exibe um comportamento elástico não linear de tal forma que

o módulo de elasticidade (módulo de Young) mostra que a elasticidade da córnea aumenta à medida que o tecido é submetido a um maior stress. Embora os valores normais do módulo de Young para a córnea in vivo ainda não sejam conhecidos, modelos matemáticos prevêem que ele varie com a pressão intraocular (PIO). Diversos estudos relatam^{1,3} que variações fisiológicas no módulo de Young podem causar erros clinicamente significativos nas estimativas de tonometria de aplanação, usadas no cálculo da PIO. A histerese da córnea (HC) refere-se à energia perdida durante o ciclo de tensão por stress. Como a maioria dos materiais biológicos, o colágenio presente no estroma da córnea apresenta propriedades viscoelásticas e, portanto, apresenta histerese. Todas as camadas de córnea têm algum comportamento viscoso e elástico ao mesmo tempo e depois da aplicação de alguma força esta não se comporta como um material elástico perfeito, mas surge com um atraso na recuperação de sua forma original. Por sua vez, o fator de resistência da córnea (FRC) mede os efeitos cumulativos da resistência viscosa e elástica encontrada quando por exemplo um jato de ar deforma a superfície corneana^{1,3}.

Por outro lado, é um fator importante o horário em que são analisadas as propriedades biomecânicas corneanas, para a uniformização da avaliação e realização de estudos clínicos credíveis. A etnia, com HC e CRF com valores mais baixos bem como presença de córneas mais finas na raça negra, o sexo e alterações hormonais durante a gravidez e a realização de diversas cirurgias intraoculares, são também aspetos a ter em conta⁴⁻⁵.

AVALIAÇÃO CLÍNICA DA BIOMECÂNICA DA CÓRNEA

Apesar do interesse crescente em caracterizar as propriedades biomecânicas da córnea há ainda um número limitado de técnicas desenvolvidas e testadas para a caracterização da biomecânica da córnea com potencial aplicabilidade na prática clínica. Atualmente apenas dois dispositivos estão comercialmente disponíveis para caracterizar as propriedades biomecânicas da córnea em ambiente clínico: o Ocular Response Analyzer (ORA[®], Reichert Ophthalmic Instruments, NY), através de um processo de aplanação bidirecional e o CorvisST (Oculus) Optikgeräte GmbH, Wetzlar, com base na medição da deformação da córnea, usando imagens de Scheimpflug.

OCULAR RESPONSA ANALYSER (ORA^R)

Com o desenvolvimento do Ocular Responsa Analyser (Fig .1), tornou-se pela primeira vez possível estudar, *in vivo* e em ambiente clínico, as propriedades biomecânicas da córnea³. Este aparelho utiliza um processo de aplanação bidirecional dinâmico e, a partir das leituras das pressões intraoculares o aparelho calcula a HC bem como o FRC.

Também foi considerado como um dispositivo com a capacidade de ser utilizado para se obter uma medição mais correta da PIO, independente da espessura da córnea o que não acontece com os tonómetros de aplanação *standard*.



Fig. 1- Ocular Response Analyzer (ORA®, Reichert)

Assim, a *Food and Drug Administration* (FDA), aprovou nos EUA, o ORA como o primeiro tonómetro que permite quantificar *in vivo* propriedades biomecânicas da córnea e, desde sua introdução em 2005, foram publicados mais de 250

artigos, usando este dispositivo. A base deste instrumento é a análise do comportamento da córnea durante um processo de aplanação bidirecional induzido por um jato de ar. (Fig. 1) Este dispositivo aplica ao olho um pulso de ar, o que faz com que a córnea se mova para dentro, alcancando um primeiro estado específico de aplanação (P1). Milissegundos após a primeira aplanação, a pressão diminui e a córnea passa ao 2º estado de aplanação, voltando da concavidade à sua curvatura convexa inicial (P2). O sistema monitoriza o processo completo e regista dois valores de pressão independentes derivados dos processos de aplanação interior e externa. Essas duas medidas da pressão não são idênticas devido às propriedades viscoelásticas da córnea. Os dois valores (P1 e P2) ocorrem dentro de aproximadamente 20 milissegundos, que é um tempo muito curto, mas suficiente, para garantir que nem o pulso ocular nem as alterações da posição ocular durante o processo de medição interferem nos resultados obtidos. Deve-se considerar que a pressão máxima de ar aplicada com este instrumento não é constante e depende tanto do P1, valor determinado tanto pela PIO como pela resistência estrutural do olho avaliado.

Além dos parâmetros básicos do ORA derivados das pressões de aplanação: histerese da córnea (*Corneal Hysteresis* – HC), fator de resistência da córnea (*Corneal Resistance Factor* – FRC) e as medidas da pressão ocular (PIOg e PIOcc) estão identificadas e estudadas 38 novas variáveis biomecânicas derivadas do sinal de reflexo da córnea do ORA. Estas 38 novas variáveis foram introduzidas por David Luce, com o objetivo de descrever numericamente o comportamento da deformação da córnea em resposta ao sopro de ar durante o exame pelo ORA.

Por outro lado, estudos clínicos revelam que a medição dos parâmetros biomecânicos da córnea é útil na identificação de patologias tais como o queratocone ou a distrofia de Fuchs, nas quais há alterações marcadas da espessura e/ou resistência da córnea. Por outro lado, caracterizando a HC a integridade biomecânica corneana, será um parâmetro a ter em consideração na identificação dos candidatos a cirurgia refrativa. Isto aplica-se tanto à identificação dos doentes adequados à colocação de segmentos intracorneanos, como aos que apresentem risco de complicações pós-cirúrgicas (ex.: de ectasia). A idade parece não influenciar as propriedades biomecânicas da córnea, HC e FRC (6). A interpretação dos valores obtidos pelo ORA por Del Buey na sua tese doutoral revelouse importante para diferenciar uma córnea normal de uma biomecanicamente débil. Por outro lado, a análise comparativa da pressão intraocular Goldman PIOg com a pressão introcular corrigida PIOc permite-nos suspeitar/ diferenciar um olho normal, de glaucoma, hipertensão ocular ou glaucoma normotensional. (Fig. 2)

Estudos por nós realizados, confirmam os de outros autores revelando que, em olhos com queratocone, a paquimetria central e os valores de HC e FRC, são significativamente inferiores aos dos olhos normais⁷.

CORVIS ST (OCULUS)

O Corvis ST (Oculus) é um novo sistema para tonometria



Fig. 2 - Guia dos valores das variáveis analisadas pelo ORA (retirado da referência 6)

de não contato que caracteriza a deformação da córnea detetada com uma câmara de Scheimpflug de alta velocidade, com capacidade para captar em vídeo 4.300 imagens por segundo. O exame dura cerca de 30 milissegundos e, analisa 140 imagens obtidas sequencialmente e que caracterizam a deformação da córnea durante a aplicação de um jato de ar. (Fig 3) A informação obtida pela resposta da córnea permite calcular a pressão intraocular corrigida de acordo as suas características biomecânicas (bIOP). Desta forma, tem um papel importante na monitorização do desenvolvimento e progressão do glaucoma. O Corvis ST permite ainda contribuir para a deteção precoce de ectasias corneanas tais como o queratocone⁸.



Fig. 3 - Integração Corvis ST e Pentacam (Oculus)

No que diz respeito ao funcionamento deste equipamento o pulso ou jato de ar obriga a córnea a deslocar-se interiormente, que primeiro aplana e depois adquire uma forma concava. Após cessar o pulso, a córnea passa por uma 2º fase de aplanação até atingir a forma convexa inicial. Através do uso de algoritmos a avaliação dinâmica de todo o processo de deformação é possível analisar e estudar o comportamento biomecânico de córneas patológicas⁷⁻⁸.

Este dispositivo permite-nos calcular vários parâmetros importantes para avaliar o estado biomecânico da córnea nomeadamente: a) Amplitude de deformação; b) Longitude ou comprimento da aplanação; c) Velocidade de deformação da córnea; d) Pressão intraocular e paquimetria; e) Aplanação 1 (momento em que a córnea aplana pela primeira vez); f) Aplanação 2 (momento em que a córnea aplana pela 2ª vez) e g) Máxima concavidade (distância entre ambos os picos) (Fig. 4).



Fig. 4 - Exemplo da folha dos resultados obtidos com o Corvis ST

A bIOP é calculada no primeiro ponto de aplanação, antes de ocorrer qualquer concavidade corneana e tem em conta a espessura corneana, a idade e a sua resposta biomecânica. Trata-se de um procedimento automático, rápido, altamente reprodutível e independente do utilizador. No âmbito do glaucoma o Corvis ST dispõe também de um *software* de rastreio baseado na resposta biomecânica da córnea o *Biomechanical Glaucoma Factor* (BGF) que permite detetar precocemente e com mais precisão pacientes com glaucoma normotensional, baseado em critérios biomecânicos⁸.

Nos últimos anos, os avanços alcançados na caraterização da rigidez corneana com o Corvis ST, combinados com a dados fornecidos pela progressão paquimétrica permitiram a introdução de um novo conceito recentemente validado, o stress-strain index (SSI). (Fig. 3) Surgiu então o Corvis Biomechanical Index (CBI) desenvolvido por Riccardo Vincciguerra e colaboradores, baseado num processo de regressão logística que permite através de um score que varia de 0 a 1 e segundo critérios biomecânicos, prever a existência de um risco baixo a elevado de ectasia9. Os trabalhos desenvolvidos por Renato Ambrósio Jr, e colaboradores, com o Pentacam, permitiram desenvolver índices tomográficos, nomeadamente o BAD-D, que mostrou uma alta sensibilidade, superior a 90% na deteção de queratocone e um critério de 1.43, num grupo de 241 doentes com forma fruste de queratocone. Por outro lado, a integração destes dois índices (CBI e BAD-D) fornecidos



Fig. 5 - Avaliação Biomecânica/Tomográfica de um olho com BAD-D normal, (1.39) adelfo de um olho com queratocone apresentando CBI (0.68) e TBI (0.71) anormais – queratocone fruste ou suspeito

pelos dois equipamentos Corvis e Pentacam permitiram mediante a utilização de um programa inovador, a obtenção do índice Tomographic and Biomechanical Indice (TBI) em que um queratocone fruste pode ser detetado na presença de um valor de BAD-D inferior a 1.6¹⁰⁻¹¹ (Fig.5).

Mais recentemente, nos últimos 2 anos, surgiram novos *displays*que permitem avaliar o comportamento biomecânico de córneas após cirurgia refractiva, nomeadamente o desenvolvimento de ectasias, e a caracterização do efeito do *crosslinking*, aumentando a rigidez corneana pelo "fortalecimento" de colagénio corneano.

CONCLUSÃO

Neste momento, são apenas estes, os dois equipamentos disponíveis para a avaliação biomecânica da córnea. No entanto, com os avanços na área da inteligência artificial, será cada vez mais importante integrar informação proveniente de diferentes fontes tais como dados da clínica, dados morfológicos e biomecânicos¹²⁻¹³. Dessa forma, será possível compreender melhor, diagnosticar precocemente e tratar de forma segura patologias ectásicas da córnea como o queratocone ou pacientes com glaucoma normotensional.

BIBLIOGRAFIA

- 1. Roberts C. Concepts and Misconceptions in Corneal Biomechanics. J Cataract Refract Surg 2014; 40: 862-869.
- 2. Painhas T, Salgado-Borges J, Costa-Ferreira C et al. Propiedades biomecânicas de la córnea con Corvis y Ocular Response Analyzer

después de diferentes procedimientos quirúrgicos en paciente con queratocono. Spain Ophthal Res 2014; 4: 89-94.

- 3. D. Luce. Determining in vivo biomechanical properties of cornea with an ocular response analyser. J Cataract Refract Surg 2005; 31:156-162.
- 4. Ruão M, Almeida R, Neves P et al. Evolution of corneal biomechanics with high-speed-Scheimpflug camera before and after cataract surgery: the role of the intraocular pressure. Journal of Emmetropia 2015; 4:185-189.
- Salgado-Borges J, Rico-del-Viejo L, Roig Revert Met al. Influencia hormonal en la biomecánica corneal En: Actualización en Queratocono 2017, pp. 119-127.
- 6. Del Buey M, Bescós C, Lavilla Garcia L et al Estudio de la biomecánica y la presión intraocular con el Ocular Response Analyzer. En: Biomecánica y arquitectura corneal, Elsevier, 2014, pp. 103-118.
- Ambrósio Jr R, Salgado-Borges J, Costa-Ferreira C et al. Intrastromal corneal ring segments of keratoconus; results and correlation with preoperative corneal biomechanics. Rev Bras Oftalmol 2012; 71: 89-99.
- Ambrósio Jr R, Ramos I, Luz A, Faria-Correia F et al. Dynamic Ultra-High Speed Scheimpflug imaging for assessing corneal biomechanical properties. Rev Bras Oftalmol 2013; 72: 99-102.
- Vinciguerra R, Ambrósio Jr R, Elsheikh A et al. Detection of Keratoconus with a new Biomechanical Index. J. Refract Surg 2016; 32: 803-810.
- 10. Luz A, Lopes B, Hallahan K et al. Enhanced Combined Tomography and Biomechanics data for distinguishing Forme Fruste Keratoconus. J Refract Surg 2016; 32: 479-494.
- 11. Ambrósio Jr R, Lopes B, Faria-Correia F et al. Integration of Sheimpflug-Based Corneal Tomography and Biomechanical Assessments for Enhancing Ectasia Detection. J Refract Surg 2017; 33: 434-43.
- Lopes B, Ramos I, Salomão M et al. Enhanced Tomographic assessment to detect corneal ectasia based on artificial intelligence. Am J Ophthalmol 2018; 195: 223-232.
- Hogarty D, Mackey, Hewitt A. Current state and future prespects of artificial intelligence in ophthalmology: a review. Clin Exp Ophthalmol 2019; 47:128-39.

OCT – SEGMENTO ANTERIOR

Vitor Santos Maduro¹, Nuno Alves¹ ¹Assistente Hospitalar Graduado da Unidade de Córnea e Transplantes do Serviço de Oftalmologia do CHULC

INTRODUÇÃO

A tomografia de coerência ótica (OCT) é um equipamento que usa interferometria de baixa coerência para obter imagens de estruturas oculares in vivo e de não contacto. Desde a sua introdução, o OCT rapidamente se transformou numa peça essencial em Oftalmologia, numa primeira fase para o estudo do segmento posterior (retina e nervo ótico), e, depois, da superfície ocular e do segmento anterior. A evolução tecnológica tornou o OCT num dos equipamentos que mais cresceu tanto em aplicabilidade como em especificidade. O aumento da velocidade e da resolução das imagens causou um enorme impacto na prática clínica diária. A utilização de softwares de processamento de imagem associados à possibilidade de múltiplos scans originou reconstruções de imagens em 3D e medições mais exatas das estruturas oculares. Desta forma, os avancos nos últimos 20 anos neste equipamento permitiram melhorar o diagnóstico e a avaliação pré-operatória, definir um melhor plano cirúrgico e desta forma tornou o seguimento dos doentes mais seguro, eficaz e reprodutível.

TIPOS DE OCT

O OCT gera imagens tomográficas bi ou tri dimensionais através da medição do atraso da luz refletida pelas estruturas tecidulares. Assim, o feixe de luz de baixa coerência é dividido em dois braços por um splitter na direção do interferómetro. No braço de referência, um espelho reflete a luz, enquanto no braço da amostra a luz é refletida após contacto com o tecido¹. Assim, nos tecidos, diferentes estruturas têm diferentes índices refrativos e a luz é refletida em função dessas diferenças. Os feixes de luz que retornam, quer do braço de referência quer do braço da amostra, são recombinados e guiados até ao detector. As imagens de interferometria surgem apenas quando os feixes de luz dos dois braços estão no comprimento de onda da luz de origem^{1,2}.

A primeira metodologia de aquisição de imagem foi a *Time Domain* OCT (TM OCT). Neste tipo de OCT, as imagens são obtidas variando a posição do espelho no braço de referência, isto é, cada A-scan é obtido pela diferença da deslocação do espelho de referência.

Posteriormente, é dado mais um avanço com o OCT Spectral Domain ou Fourier Domain (SD-OCT) OCT. Neste tipo de aquisição, o espelho de referência está imóvel e cada A-Scan é analisada posteriormente em duas fases. Na primeira fase, o interferograma é clivado em bandas que são analisadas por espectrometria e o passo seguinte consiste na utilização da transformação de Fourier que permite extrair a informação posicional do A-scan². Outro tipo de tecnologia SD – OCT é baseado na tecnologia SwepT-Source, ou seja, com este tipo de fonte de luz o comprimento de onda (CDO) é rapidamente mudado para o CDO do laser e estas rápidas mudanças são avaliadas por um detetor, aumentando as taxas de aquisição de imagem^{1,2,3}.

Assim, em 2006 os primeiros OCT-SA (Visante OCT-Zeiss e o SL-OCT – Heidelberg) usavam tecnologia Time domain com comprimento de onda 1380 nm. Estas imagens são de elevada amplitude anatómica, mas com baixa resolução axial (entre os 18 e 25 micra)². Com a introdução do FD- OCT, a obtenção de imagens tornouse muito mais rápida (>25000 A-scans/segundo) e com melhor resolução axial. Estes novos OCTs apresentam comprimento de onda mais baixo (820-840nm), estando otimizados para o segmento posterior, de onde resultam imagens de segmento anterior mais limitadas na amplitude e com menor penetração em estruturas mais profundas (estudo do cristalino), porém com uma maior resolução nas estruturas mais anteriores como a córnea³.

Mas o avanço para a tecnologia *swept source* (SS-OCT) dá um salto qualitativo muito importante no OCT-SA. Esta nova metodologia combinada com fonte de luz de maior comprimento de onda permite uma análise mais completa do segmento anterior. Assim, um maior comprimento de onda aumenta as imagens em profundidade (indo ate à face posterior do cristalino) associado a um tempo de aquisição menor e com imagens de elevado contraste de toda a camara anterior. Associando uma fonte de luz de maior comprimento de onda a este tipo de OCT, permite ainda medir o comprimento axial do olho humano³.

Tipos	Time Domain OCT (TD- OCT)		Fourier Domain OCT									
			Spectral Domain OCT					Swept Source OCT				
Subtipos	Visante	Slitlamp	RTVue	Ivue	Avanti XR	Cirrus 6000	Spectralis	3D OCT	Casia	Triton	Anterion	Plex elite 9000
Marca	Carl Zeiss	Heidel berg	Optovue	Opto vue	Optovue	Carl Zeiss	Heidel Berg	Top con	Tomey	Top Com	Heidel berg	Carl Zeiss
Tipo Luz	F	eixe	Ixe Broad Band ligth source (espectrometro)					Laser Swept Source				
CDO	1310	1310	840	840	840	840	820	850	1310	1050	1310	1060
Profundidade (mm)	6	7	2-2.3	2-2.3	3	3	1.9	3-6	6	12	14-32*	3
Resolução (axial x Transversa) um	18x60	25x20-100	5x15	5x15	3-5x15-25	5x15	3.9x14	6x20	10x30	2.6x20	<10x<30	5.5.x20
Velocidade (A-scan/s)	2000	200	26 000	26 000	70 000	27000- 68000	40 000	50 000	30 000	100000	#	100000
Tamanho de imagem (mm)	16x6	15x7	13x9	13x9	12x9		16x8	12x9	16x16	16x16	14x16	12x12

Tabela 1. Comparação dos diversos modelos de AS-OCT; * O modelo Anterion (Heidelberg) apresenta 1 modulo que mede a comprimento axial do globo ocular dai poder fazer medições de 14 a 32 mm; # este equipamento faz 768 A/scans por cada 1 B/scan (número total de B/scans são 8).

SD-OCT de Segmento Anterior

A tecnologia SD-OCT foi desenvolvida inicialmente para o estudo de patologia do segmento posterior. Todos estes SD-OCT apresentam comprimento de onda na ordem dos 820-850nm, originando uma imagem de elevada resolução axial mas de profundidade limitada. Estes OCTs seriam posteriormente adaptados para o segmento anterior pela adição de lentes especiais associados a software próprio permitindo assim o melhor estudo a nível da resolução, de estruturas como a córnea, a esclera e a câmara anterior^{1,2,3}. Neste grupo de OCT a velocidade de aquisição de imagem é muito maior do que do TD-OCT, o que associado a menores comprimentos de onda, permitem otimizar a resolução axial para a ordem dos 3-6 micra. Esta evolução técnica permitiu uma definição mais precisa dos limites das estruturas do segmento anterior.

A dimensão do *scan* varia entre os 8mm e os 16 mm, dependente do tipo de lente acoplada, podendo a aquisição ser feita em modo *single* ou *raster*. Os programas de software de análise de imagem irão permitir, não só o estudo das camadas da córnea e desta forma melhorar o planeamento cirúrgico, como também aumentar a capacidade de diagnóstico na área das queratites, das distrofias e das degenerescências corneanas¹.

Na medição do parâmetro branco a branco, há a realçar o OCT Spectralis (Heidelberg), que por conseguir um *scan* de 16 mm, obtem uma imagem que inclui os dois ângulos da camara anterior, ajudando assim também a avaliação do ângulo. Muitos dos sistemas de análise de imagem dispõem de ferramentas de medição que permitem aferir o ângulo da câmara anterior (ACA), adicionando desta forma informações clínicas úteis e relevantes para a aferição de ângulo aberto ou ângulo fechado^{1,2,3}.



Fig. 1. A- Imagem de OCT AS cornea com OCT Time domain (OCT Visante); B- Imagem de OCT AS com OCT Spectral Domain (Cirrus 6000 – Zeiss)

SS – OCT de Segmento Anterior

Outro tipo de tecnologia de domínio da frequência é a *swept source* OCT (SS-OCT). Este tipo de equipamento usa uma fonte de luz com um comprimento de onda muito estreito que alterna rapidamente de frequência. A grande vantagem destes sistemas é a velocidade de aquisição de imagem, que nos dias de hoje pode chegar a 2 milhões de A-Scans por segundo^{1,2,3}.

A nível comercial, o comprimento de onda dos diversos aparelhos varia entre 1050-1310 nm, com uma velocidade de aquisição variando entre 30000-100000 A-scans/ segundo. As imagens apresentam uma maior profundidade (comprimento) de análise (maior comprimento de onda) e com menor quantidade de artefactos, devido a sua maior velocidade de aquisição^{1,2,3}.

Este novo tipo de aquisição de imagem com um maior comprimento de onda, associada a um tempo de aquisição menor e com imagens de elevado contraste, permite um melhor estudo anatómico de toda a camara anterior. Assim, é possível observar-se desde o filme lacrimal até à face posterior do cristalino. Apresenta ainda a vantagem de, associando uma fonte de luz de maior comprimento de onda a este tipo de OCT, permitir medir o comprimento axial do olho humano^{1,2,3}.

APLICAÇÕES CLÍNICAS

Actualmente, a utilização do OCT-SA na prática clínica oftalmológica é fundamental para uma maior precisão diagnóstica e para uma melhor otimização do plano terapêutico. Assim, as aplicações clínicas do OCT-SA são:



Fig. 2. Esquema de aplicabilidade do OCT-SA em Oftalmologia

OCT-SA na Área do Diagnóstico

Na área do diagnóstico e *follow up* o OCT-SA surge como uma ferramenta útil na prática clínica diária. Permite uma avaliação não invasiva, reprodutível e neste momento com uma elevada definição das estruturas oculares do segmento anterior.

Ao nível das lesões em idade pediátrica, este tipo de equipamento é importante nos casos de opacidades corneanas congénitas. O OCT permite a caracterização precoce do tipo de lesão e da sua extensão no segmento anterior. O caso mais paradigmático da sua utilização é na anomalia de Peters. Nesta entidade clínica, o OCT-SA permite caracterizar o tipo e a extensão da doença, ou seja, permite avaliar a espessura da opacidade corneana a caracterizar as aderências iridocorneanas e/ou lenticulares. O resultado do tratamento cirúrgico depende da caracterização o mais assertiva possível do fenótipo da doença².

O avanço da tecnologia TD-OCT para SD-OCT e SS-OCT, com a melhoria da resolução axial permite a aquisição e medição do menisco lacrimal. Em imagem de OCT o menisco lacrimal surge em forma triangular. Os parâmetros avaliados no software de imagem são altura, profundidade e área do menisco lacrimal³.

Ao nível das queratites infeciosas, a utilização do OCT-SA permite a quantificação da área afetada pela doença, não só a nível da extensão, como também da profundidade.

Desta forma, irá permitir também o controlo da eficácia da terapêutica instituída e antecipar possíveis complicações como a perfuração.



Fig.3 A -Extensão da úlcera estromal querática herpética; B- Imagem pos terapêutica



Fig.4 Imagens hiper-reflectivas subepiteliais em doente com queratite numular por adenovírus.



Fig. 5 Quantificação da destruição causada por queratite infeciosa

Na área das queratites não infeciosas e distrofias/ degenerescência de córnea o OCT-SA permite a diferenciação clínica da profundidade de determinada lesão ou infiltrado. Esta vantagem diagnóstica permite uma melhor definição do plano terapêutico, nomeadamente ajustar a profundidade da ablação em função da localização da lesão na queratectomia fototerapêutica (PTK).



Fig.6 Distrofia subepitelial - Thiel-Behnke

Na área da oncologia do segmento anterior, o OCT-SA permite estudar os quistos estromais primários da íris e mais

recentemente a angioOCT consegue o estudo diferencial da vascularização de melanomas da íris versus lesões benignas da íris. De salientar ainda a importância deste equipamento para a avaliação da neoplasia pavimentosa da superfície ocular. Tendo em conta que este tipo de tumor é epitelial, o OCT-SA mostra camada epitelial, espessa, hiperreflectiva com uma transição abrupta entre epitélio saudável e patológico. Tem ainda a vantagem de servir também para o controlo pós terapêutica e avaliação de eventuais recidivas³. Na área do glaucoma do ângulo fechado, a imagiologia da câmara anterior através do OCT tem ganho uma importância enorme no diagnóstico, orientação terapêutica e seguimento. A identificação do esporão escleral é uma referência anatómica importante, porém a linha de Schwalbe foi proposta como outra possível referência com o advento dos SS-OCT. O OCT SA permite a avaliação qualitativa e quantitativa do ângulo da câmara anterior. Através de software de análise de imagem, é possível caracterizar alguns parâmetros, nomeadamente angle opening distance (AOD), angle recess área (ARA), trabecular iris space area (TISA), scleral spur angle (SSA), anterior chamber depth (ACD) e ainda o vault do cristalino (LV)^{1,2}.

OCT-SA na área cirúrgica

A utilização do OCT-SA na cirurgia oftalmológica tem crescido de forma exponencial, sendo a sua aplicabilidade tanto na avaliação pré e pós operatória, como mais recentemente no intra operatório.

Na área da cirurgia refractiva LASER, o OCT-SA tem tanta aplicabilidade no pré como no pós cirurgia. Na avaliação pré cirúrgica este equipamento, principalmente os de última geração (SS-OCT-SA) com uma elevada resolução axial, permitem o estudo mais pormenorizado da camada epitelial da córnea. Desta forma, os OCT-SA de alta definição com novos softwares disponibilizam mapas de espessura epitelial e mapas de espessura estromal, pondo em evidencia fragilidades corneanas, nomeadamente as formas iniciais/ subclinicas de ectasias corneanas. Assim, são mais um método a considerar na seleção de doentes para cirurgia refrativa. Fornece ainda valores paquimétricos e, desta forma, permite calcular índices de segurança de cirurgia refrativa como o PTA (percentagem tecido alterado) e o leito residual. Através desta tecnologia também é possível planificar cirurgia LASER terapêutica, nomeadamente PTK, uma vez que permite localizar em profundidade e em extensão eventuais cicatrizes corneanas^{1,2,3,4}.

Na fase pós operatória esta tecnologia é bastante útil no estudo do interface retalho/estroma corneano após o LASIK. Tem a capacidade de estudar a geometria do retalho, a sua aposição e avaliar o eventual crescimento epitelial no interface^{5,6}.

Na cirurgia refractiva por implante de LIO fáquica, este equipamento é fundamental ao fornecer os dados anatómicos e geométricos da câmara anterior, permitindo aferir se o doente apresenta critérios de segurança para o implante. Desta forma, no estudo pré operatório o OCT-SA permite avaliar a profundidade de câmara anterior (ACD – endotélio), a distância ângulo a ângulo, o *crystaline lens rise* (vault) e ainda



Fig.7 Avaliação pré cirurgia para tratamento LASER – PTK

a morfologia da íris. O avanço tecnológico dos tipos de OCT, nomeadamente dos SS-OCT com comprimentos de onda de 1200-1360 nm permitem uma maior profundidade de avaliação do segmento anterior, melhorando o estudo da anatomia da câmara anterior e desta forma otimizando a reprodutibilidade destas medidas anatómicas^{5,7}.

No pós operatório imediato de implante de LIO fáquica, o OCT-SA é muito útil no estudo da posição da LIO do tipo ICL, nomeadamente na aferição da distância entre a face posterior da lente e face anterior do cristalino (vault). De salientar que se deve manter, a longo prazo, o estudo do ACD-endotelio e do Vault da lente, de modo a antecipar e prevenir complicações^{5,7}.

Outra área cirúrgica em que o OCT é muito importante é na transplantação corneana.



Fig. 8 Avaliação pré operatória de um candidato a transplante de córnea. Mácula de córnea cicatricial de etiologia herpética.

Na pré cirurgia o OCT-SA vem contribuir para a customização da cirurgia de transplante. Ao conseguir determinar que camada anatómica da córnea apresenta a doença, melhora a capacidade diagnóstica e assim permitido selecionar a melhor técnica de queratoplastia para cada caso especifico⁸. Permite ainda uma análise qualitativa e quantitativa da anatomia da câmara anterior, de modo a antecipar possíveis dificuldades técnicas na cirurgia de transplante. No intra operatório, acoplando um OCT-SA ao microscópio cirúrgico, torna possível⁸

- Visualização do plano de Big Buble no DALK
- Determinação do estroma Residual DALK
- Orientação correta do rolo de DMEK
- Avaliação do interface do lentículo/recetor no DSAEK e DMEK
- Controlo da qualidade da Descematorexis



Fig. 9 Estudo interface dador- receptor pós DSAEK – (24 horas)



Fig.10 Estudo interface dador- receptor pós DSAEK – (1mês)

Por fim, na fase de pós cirurgia de queratoplastia, o OCT de SA é um equipamento essencial para⁸⁻¹⁰:

- Avaliação de descolamento de lentículo no DSAEK / DMEK
- Estudo do interface dador/recetor no DSAEK/DMEK
- Avaliação Bloqueio Pupilar
- Estudo do processo cicatricial dador/recetor no DALK e QP



Fig. 11 Avaliação do interface dador-receptor em Pós DMEK



Fig. 12 Flap de DMEK descolado da córnea receptora.



Fig. 13 Estudo do interface dador/receptor em cirurgia de DALK.

Na cirurgia do queratocone, o OCT-SA começa por apresentar um papel importante no diagnóstico desta entidade clínica. Assim, os OCT-SA de tecnologia SD e SS disponibilizam mapa de espessura corneana total e ainda mapa de espessura epitelial, para além de mapas de curvatura anterior e posterior da córnea. Alguns equipamentos apresentam sistemas de software que permitem cálculos de índices de diagnóstico e fazer estudos de progressão. Na área cirúrgica, o OCT é importante na cirurgia de implantes de segmentos intra corneanos, tanto na definição do plano cirúrgico (tipologia do anel a implantar e número de segmentos) como na definição da segurança cirúrgica (profundidade máxima de implante). No pós operatório, o OCT-SA é útil ao determinar a posição de implante do anel e na detenção precoce de algumas complicações associadas.



Fig. 14 Anel de Ferrara na espessura de córnea com queratocone



Fig.15 Linha de demaracação pos CXL em doente com queratocone

Outro tipo de cirurgia para o queratocone onde o OCT-SA é importante é no crosslinking (CXL). Neste tipo de cirurgia, permite avaliar um parâmetro de eficácia da cirurgia que é a determinação da profundidade de ocorrência da linha de demarcação (linha hiper-refletiva no estroma corneano)¹¹.

Finalmente, na área da cirurgia de catarata, o advento da cirurgia por femtosegundo implica a utilização de OCT-SA intraoperatório. Este OCT tem como objectivos:

- Estudo da córnea para realização de portas de entrada
- Localização da estrutura para a realização da capsulorexis
- Estudo da forma e dimensão do cristalino para evitar fragmentações anómalas
- Localização da cápsula posterior do cristalino como marco para segurança cirúrgica, de modo a prevenir a sua rotura.



Fig. 16 Composição de imagens de OCT na cirurgia de Femtofaco (1 – córnea com desenho da incisão principal; 2 – cápsula anterior; 3 – cristalino)

Em suma, atualmente, o OCT- SA desempenha um papel importante em diversas áreas da oftalmologia, desde a investigação até à gestão clínica do dia a dia. Esta tecnologia permite a avaliação da superfície ocular externa, da córnea, avaliação do ângulo iridocorneano e até no estudo do suprimento vascular do segmento anterior.

As grandes vantagens do OCT- SA são a rapidez de execução, permitir um estudo in vivo, não invasivo e reprodutível. As recentes melhorias na velocidade de aquisição, na resolução da imagem e no software de tratamento de imagem aumentou a sua qualidade a um nível próximo do histológico.

Está em desenvolvimento um OCT de ultra alta resolução (menor que 5 micra), já aplicado em estudos da morfologia celular, que otimizará o estudo da patologia do segmento anterior.

BIBLIOGRAFIA

- Asam J, Polzer M, Tafreshi A, Findl O, "Anterior segment OCT", High Resolution Imaging in Microscopy and Ophthalmology, Springer, 2019, 285-299
- Sridhar M, Martin R, "Anterior segment optical coherence tomography for evaluation of cornea and ocular surface", Indian Journal of Ophthalmology, 2018, 66(3):367-372
- Wang S, Cornish E, McCluskey P, "Anterior segment optical coherence tomography and its clinical applications", Clin Exp Optom 2019; 102: 195–207
- 4. Venkateswaran N, Galor A, Wang J, Karp C, "Optical coherence tomography for ocular surface and corneal diseases: a review", Eye and Vision, 2018;5:13
- Werkmeister R, Dua H, Schmetterer L, "Ultrahigh-resolution OCT imaging of human cornea", Biomedical optics express,2017; 8(2):1221-1239
- 6. Su-Ho Lim, Clinical Applications of Anterior Segment Optical Coherence Tomography, Hindawi Publishing Corporation Journal of Ophthalmology, volume 2015 article ID 605729
- 7. Monteiro T, Franqueira N, Correia F, Vaz F, "OCT e lentes faquicas", OCT, 2016, monografia SPO; 377-385
- 8. Maduro V, Crisostomo S, "OCT e transplantes de cónea", OCT, 2016 monografia SPO. 359-361
- Angunawela RI, Riau A, Tan D, Mehta JS "Manual suction versus femtosecond laser trephination for penetrating keratoplasty...", Investigative Ophthalmology and Visual Science, 2012; 53: 2571-2579
- 10. Fukuda R, Usui T, Tomidokoro A et al., "Non invasive observations of peripheral angle in eyes after penetrating keratoplasty using anterior segment Fourier domain optical coherence tomography",

Cornea, 2012; 31:259-263

11. Crisostomo S, Maduro V, "OCT e Crosslinking", OCT, 2016 monografia SPO; 374-376

TOPOGRAFIA CORNEANA

Nuno Campos Hospital de Garcia de Orta

INTRODUÇÃO

Topografia, palavra com origem grega que junta topos, que significa "lugar", "região", e grapho, que significa "descrever ou escrever", é a "descrição de um lugar". No caso da córnea é uma técnica não invasiva que nos dá a sua configuração.

O topógrafo corneano deve a sua existência a António Plácido da Costa, um oftalmologista português que em 1880 inventou um disco com anéis concêntricos alternados em preto e branco, o disco de Plácido, na altura descrito como o astigmatoscópio explorador que se baseava na distorção da luz que a córnea reflete.



Em 1896 Allvar Gullstrand associou este disco a um oftalmoscópio, sendo este sistema progressivamente melhorado e automatizado. A estes sistemas foram adicionados algoritmos e também mapas codificados por cor. Stephen Klyce, PhD, é reconhecido por ter desenvolvido estes mapas de cores derivados da análise quantitativa de vários pontos dos mapas de curvatura corneana.

Nos anos 1980s surgiram então os primeiros modelos comerciais de topógrafos que continuam a evoluir e a melhorar até aos dias de hoje. Originalmente a topografia apenas caracterizava a face anterior da córnea, mas hoje em dia os aparelhos são capazes de nos dar informação das superfícies anterior e posterior criando um mapa tridimensional. Na verdade fazem não apenas uma topografia mas sim uma tomografia da córnea. A mudança de nomenclatura na prática clínica de topografia para tomografia não se generalizou, por isso continuaremos a chamar topografia ao que na verdade é uma tomografia.

Alguns topógrafos ainda usam o sistema de anéis de Plácido melhorado e computadorizado. Além desta, existem outras técnicas para avaliar a curvatura da córnea como a técnica de *scanning* por fenda (pe. Orbscan), a técnica de imagem rotativa de Scheimpflug que utiliza imagens de Scheimpflug e uma câmara rotativa que fotografa diferentes secções da córnea em poucos segundos (pe. Pentacam, Oculyzer, Galilei), a tomografia de coerência óptica rotativa (pe. OCT Visante) e ainda *scanning* de arco por ultrassom de alta frequência (pe. Artemis3). Todas estas fazem uma tomografia da córnea. Estes métodos modernos são fiáveis e extremamente rápidos.

A TOPOGRAFIA NA PRÁTICA CLÍNICA

A utilidade da topografia faz com que esta seja uma ferramenta imprescindível na avaliação do segmento anterior. É utilizada na avaliação de candidatos a cirurgia refrativa de todos os tipos, quer corneana quer intraocular, doentes suspeitos de patologia ectática corneana, candidatos a cirurgia de catarata, avaliação e gestão do astigmatismo pós queratoplastia penetrante e lamelar anterior e adaptação de lentes de contacto.

AVALIAÇÃO DE CANDIDATOS A CIRURGIA REFRACTIVA

Todos os candidatos a este tipo de cirurgia têm que realizar uma ou mais avaliações corneanas pré-operatórias. É necessário que sejam retiradas as lentes de contacto com uma antecedência que está relacionada com o tipo de lentes: 2 semanas para lentes de contacto convencionais e 4 semanas para semi-rígidas.

A superfície ocular deve ser otimizada e o olho seco tratado para que esta avaliação seja mais fiável, uma vez que a qualidade do filme lacrimal pode influenciar a topografia. A topografia por reflexo de disco de Plácido é sensível a disrupções do filme lacrimal e por este motivo não deve ser feita tonometria nem instilação de colírios previamente á sua realização. As tomografias de scanning por fenda e camara rotativa não são afetadas por estas disrupções.

A topografia permite reconhecer doentes com formas iniciais de patologia ectática que não devem ser submetidos a correção de erros refrativos com procedimentos que afinem a córnea e enfraqueçam a sua estrutura, como é o caso da cirurgia de LASIK e PRK. Para isso os vários mapas de curvatura anterior e posterior devem ser avaliados, assim como o mapa paquimétrico e os índices topográficos. Uma avaliação qualitativa do mapa de curvatura anterior ou do mapa paquimétrico, em que procuramos reconhecer um padrão característico de patologia é essencial. Devem também ser observados os valores queratométricos mínimo, médio e máximo, e a paquimetria mínima, que nos podem auxiliar a detetar doentes de risco para cirurgia refrativa. Segundo Rabinowitz e MacDonnel, um valor de queratometria (K) igual ou superior a 47,2 é suspeito de patologia ectática.

Os índices topográficos são calculados a partir dos dados topográficos e permitem fazer uma avaliação mais quantitativa. Existem muitos índices: uns que derivam globalmente dos dados topográficos obtidos, outros que consideram apenas alguns locais específicos da topografia e ainda índices compostos que derivam de um conjunto de outros índices. Um dos primeiros índices que foi utilizado para tentar distinguir córneas normais das patológicas é o I-S, que consiste na subtração da média de valores queratométricos superiores a 3 mm do centro, à média dos correspondentes inferiores. Uma diferença de 1,4D é considerada anormal ou suspeita. Outro índice que foi descrito por Rabinowitz e Rasheed é o índice composto KISA%, que quando é inferior a 60 indica, segundo os autores, uma córnea normal, e quando é superior a 100, queratocone. Existem índices que só estão disponíveis em aparelhos específicos, como, por exemplo no Pentacam, o Belin/Ambrosio Deviation Display (BAD_D), o Index of Vertical Asymmetry (IVA), o Index of Surface Variance (ISV), entre outros.

A topografia pode também permitir uma personalização do tratamento laser com ablação guiada pela mesma. Esta será provavelmente parte integrante e generalizada do futuro da cirurgia refractiva laser.

AVALIAÇÃO DE DOENTES POR PATOLOGIA ECTÁTICA

A topografia é essencial para o diagnóstico, avaliação de progressão e planeamento terapêutico dos doentes com patologia ectática corneana.

A topografia é suficientemente sensível para detetar alterações subtis da superfície anterior da córnea secundárias a doença ectática antes da perda de acuidade visual corrigida e do aparecimento dos sinais biomicroscópicos clássicos (anel de Fleischer, estrias de Vogt, sinais de Munson e de Rizzuti).

A topografia permite também estadiamento e classificação morfológica. Existem classificações clínicas como a de Amsler-Krumeich e a de Rabinowitz, que têm em conta a queratometria, a paquimetria, a refracção e biomicroscopia. As classificações morfológicas consideram o padrão topográfico como é o caso da classificação proposta por Fernandez-Vega, observando-se o tamanho e localização do cone, sua simetria, a relação entre os três eixos: refractivo e topográficos mais planos e coma e o aspecto topográfico do mapa de curvatura anterior. Este tipo de classificações ainda não reúne o consenso dos peritos.

A avaliação da progressão da doença é fundamental para a tomada de decisão terapêutica, nomeadamente considerar o crosslinking para travar o agravamento da doença. No entanto, não existe um consenso em termos de valores definidos para parâmetros que avaliem progressão. Esta consiste em alteração consistente em pelo menos dois dos seguintes: aumento da curvatura da superfície anterior da córnea, aumento da curvatura da superfície posterior, afinamento e/ou aumento na taxa de alteração da espessura¹.

AVALIAÇÃO DE DOENTES CANDIDATOS A CIRURGIA DE CATARATA

A grande evolução técnica na cirurgia de catarata e o aperfeiçoamento no desenho das lentes intraoculares trouxeram melhorias na qualidade da visão dos doentes submetidos a cirurgia de cristalino. Para o cálculo da lente intraocular (LIO) o topógrafo pode fornecer a queratometria simulada ou SIMK, parâmetro que simula a queratometria do autorrefractometro. Quando há irregularidades na córnea, utiliza-se o recurso topográfico de semimeridianos, desconsiderando as medidas queratométricas da área ectásica, com isso a potência da LIO não será subestimada, evitandose um efeito de hipermetropização no pós-operatório. A topografia corneana determina quantitativamente o astigmatismo e sua regularidade podendo este ser simétrico, assimétrico ou irregular. Contribui assim para a selecção do tipo de lente a implantar: monofocal, multifocal, tórica, ou multifocal tórica.

A topografia também pode ajudar o cirurgião na realização da incisão corneana no eixo mais curvo com intuito de reduzir o astigmatismo no pós-operatório.

Portanto nesta era de lentes *premium*, a topografia vem assumindo um papel cada vez mais importante no planeamento cirúrgico.

GESTÃO DE ASTIGMATISMO EM DOENTES PÓS QUERATOPLASTIA

O astigmatismo pós cirurgia de transplante de córnea, seja ela uma queratoplastia penetrante ou um queratoplastia lamelar anterior, continua a ser um dos grandes problemas com o qual é necessário lidar sob pena de não alcançar o sucesso na reabilitação visual dos doentes submetidos a estes procedimentos. Este exame pode auxiliar na decisão da retirada seletiva dos pontos de sutura. Pode também ajudar na seleção do procedimento para a correção do astigmatismo, por exemplo incisões relaxantes e excisões em cunha.

ADAPTAÇÃO DE LENTES DE CONTACTO

A simulação da observação com fluoresceína produz uma imagem de como determinada lente de contacto de uma base de dados se adapta ao olho. O software de adaptação de lentes de contacto que muitos topógrafos têm diminui o tempo efetivo de adaptação em consulta, sendo portanto uma mais valia para quem se dedica a esta área.

PRINCIPAIS EQUIPAMENTOS

Os topógrafos mais utilizados em Portugal são o Orbscan
da Bausch e Lomb, Pentacam da Oculus, Atlas da Zeiss, Galilei da Ziemer.



O FUTURO DA TOPOGRAFIA

A topografia será generalizada no estudo pré operatório dos doentes submetidos a cirurgia de catarata. A inteligência artificial provavelmente será utilizada no processo da avaliação de doentes candidatos a cirurgia refractiva, no sentido de aumentar a sensibilidade e especificidade do diagnostico de doentes suspeitos de ter ectasias ou forme frustre de queratocone. Aos aparelhos de topografia vão associar-se outras forma de visualização e análise da córnea como o OCT ou outras, aumentado a informação recolhida e acrescentando valor a este exame.

BIBLIOGRAFIA

- Gomes JA, Tan D, Rapuano CJ, Belin MW, Ambrósio R Jr, Guell JL, Malecaze F, Nishida K, Sangwan VS; Group of Panelists for the Global Delphi Panel of Keratoconus and Ectatic Diseases. Global consensus on keratoconus and ectatic diseases. Cornea. 2015 Apr;34(4):359-69. doi: 10.1097/ICO.0000000000000408. PMID: 25738235.
- Fan R, Chan TC, Prakash G, Jhanji V. Applications of corneal topography and tomography: a review. Clin Exp Ophthalmol. 2018 Mar;46(2):133-146. doi: 10.1111/ceo.13136. Epub 2018 Jan 11. PMID: 29266624.
- 3. Ambrosio R Jr., Belin M W. Imaging of the cornea: topography vs tomography. J Refract Surg. 2010;26(11):847-9.
- KlyceSD. Computer-assisted corneal topography. High-resolution graphic presentation and analysis of keratoscopy. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1984;25(12):1426-35.
- Faria-Correia F, Ambrósio R, Jr. Clinical applications of the Scheimpflug principle in Ophthalmology Rev Bras Oftalmol. 2016; 75 (2): 160-5
- 6. Wilson SE, Klyce SD. Advances in the analysis of corneal topography. Surv Ophthalmol.1991;35(4):269-77.
- Ambrosio R, Jr., Nogueira LP, Caldas DL, etal. Evaluation of corneal shape and biomechanics before LASIK. Int OphthalmolClin. 2011;51(2):11-38.

- Klyce SD. Chasing the suspect: keratoconus. Br J Ophthalmol. 2009;93(7):845-7. 57.
- 9. Ambrosio R Jr., ValbonBF, Faria-Correia F, RamosI, Luz A. Scheimpflug imaging for laser refractive surgery. Curr Opin Oph-thalmol. 2013;24(4):310-20.
- Cairns G, McGhee CN. Orbscan computerized topography: attributes, applications, and limitations. J Cataract Refract Surg. 2005;31(1):205-20
- 11. Kim H, Joo CK. Measure of keratoconus progression using Orbscan II. J Refract Surg. 2008;24(6):600-5.

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

ORBSCAN

Rosa Pinheiro, MD¹, Mário Soares^{1,2}, Pedro Melo¹, Andreia Rosa, MD, PhD^{1,2,3}

- ¹ Centro de Responsabilidade Integrado de Oftalmologia, Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra
- ² Unidade de Oftalmologia de Coimbra, Hospital da Luz Coimbra
- ³ Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra. Centro Académico Clínico de Coimbra

<u>Topografia</u> (gr. "Topo", lugar) avalia a superfície anterior da córnea, não sendo possível fazer uma avaliação completa da paquimetria com base apenas na topografia.

<u>Tomografia</u> (gr. "Tomo", secção ou corte) avalia ambas as superfícies anterior e posterior da córnea e com base nestas podem fazer-se reconstruções 3D do segmento anterior e calcular a paquimetria.

<u>Queratometria</u> (gr. "Keratos", corno) é a medida dos raios de curvatura da córnea (K), que são convertidos em dioptrias. <u>Paquimetria</u> (gr. "Pachos", espessura) é a análise da espessura da córnea, medida em micrómetros.

Pode afirmar-se que a topografia avalia o relevo da superfície (se é plano, convexo, irregular, etc.) enquanto a tomografia mede a altura desse relevo (e a espessura da córnea). Com a primeira sabemos que estamos perante uma convexidade, pela segunda sabemos a altura dessa convexidade. Deste modo, curvatura e elevação, embora relacionadas, não são conceitos permutáveis, a começar pelo facto de uma se medir em raios (de curvatura) que são convertidos em dioptrias, e a segunda em micra.

HISTÓRIA

A primeira tentativa de registar a forma da córnea data de 1619, quando Christoph Scheiner comparou o reflexo de uma imagem na córnea com o reflexo da mesma num berlinde com um diâmetro conhecido1. Dois séculos (e algumas tentativas) depois surge Henry Goode com o queratoscópio, que se baseia uma vez mais no facto de a córnea refletir a luz como um espelho convexo; projetava na córnea uma forma conhecida - um retângulo, por exemplo - e interpretava a imagem que daí resultava (análise qualitativa). António Plácido da Costa (1848 - 1915), um físico e oftalmologista português, descreveu a metodologia de topografia da córnea que se manteve até à atualidade e que é um dos fundamentos do Orbscan^{®2}. Um alvo de círculos concêntricos brancos e pretos alternados, com uma abertura no centro (o disco de Plácido) é projetada na córnea e o seu reflexo é analisado. Qualquer alteração da superfície esférica da córnea causa distorção dos círculos projetados (Fig. 1)³. A face posterior da córnea não é avaliada por este método. No final do século XIX surge o queratómetro que mede o raio de curvatura da córnea (análise quantitativa) mas avalia apenas os 3-4mm centrais e

assume a simetria da córnea e que os seus meridianos distam sempre 90° entre si^{4,5}. Finalmente, o Orbscan® combina os princípios do disco de Plácido com a tecnologia de *slit scan* ou aquisição de imagens em fenda⁶. Todos estes métodos são topográficos e avaliam apenas a superfície da córnea; a tomografia é mais completa pois permite avaliar a face posterior da córnea e aferir a paquimetria total^{4,6}. Uma das técnicas de tomografia mais utilizadas é a de Theodor Scheimpflug, descrita mais à frente no capítulo de Pentacam.



Fig. 1 – Representação da projeção de círculos na córnea semelhante ao método do disco de Plácido. Pode haver alterações na forma esférica dos círculos concêntricos, bem como na distância entre eles (parecerão mais próximos em superfícies mais curvas e mais distantes em zonas mais planas) (5).

APARELHOS

O primeiro aparelho a incorporar a tecnologia *slit scanning* foi o Orbscan®, Orbtek, Inc. em 1995⁷. Em 1999 surgiram o Orbscan II e IIz, da Bausch & Lomb, que associam o disco de Plácido. Atualmente, é possível integrar outra tecnologia no sistema do Orbscan IIz: o aberrómetro de Shack-Hartmann que analisa aberrações ópticas pelo método de análise de frente de onda⁸.

METODOLOGIA

O Orbscan[®] combina os fundamentos do disco de Plácido acima descritos com a técnica de aquisição de luz em fenda ou *slit scanning*. Com o disco de Plácido são analisados os raios de curvatura da córnea e o correspondente poder refrativo (em dioptrias). O *slit scanning* é um complemento importante porque com o método de Plácido não é possível obter informação sobre a face posterior da córnea e este analisa somente os 60% centrais da área total da córnea (8-9 mm)⁵. Com o *slit scanning* são feitas 40 projeções de luz em fenda na córnea: 20 do lado nasal e 20 do lado temporal, a 45°, verticais e paralelas entre si. Uma câmara capta a luz em fenda que é refletida e refratada das faces anterior e posterior da córnea e através de um método de triangulação é possível calcular as curvaturas de ambas as faces e a espessura da córnea. Cada scan recolhe informação de 9000 pontos na córnea e o exame total demora menos de 10 segundos.

Em cada mapa apresentado há uma caixa com informação quantitativa (Fig. 2)³:

- O tamanho da esfera que melhor se adapta à córnea (em micra e dioptrias);
- Valores da curvatura (ou queratometria, que se designam por K e são medidos em dioptrias);
 - "SimK's" (simulated K's): valores de queratometria calculados ("simulados") na zona dos 3mm centrais. É determinado o valor do eixo mais curvo e o do eixo mais plano é determinado a 90° deste (aqui comete-se o erro referido acima, que assume que os eixos são perfeitamente perpendiculares entre si)
- São analisados os 3 e os 5mm centrais e destas duas zonas são apresentados o valor de astigmatismo e os eixos mais plano e curvo;
- Estimativa do branco-branco;
- Diâmetro da pupila;
- Ponto de menor espessura da córnea;
- Profundidade da câmara anterior (medida quer a partir do epitélio, quer do endotélio);
- Ângulo kappa é a diferença em graus entre o eixo visual que passa na fóvea e o eixo óptico que atravessa o centro da córnea.

Mapas de elevação

Para medir pontos de elevação (ou depressão) da córnea, é feita uma comparação com a esfera que melhor se ajusta (*best fit sphere*) (Fig. 3). O resultado é apresentado nos mapas de elevação, com um código de cores em que o azul e o verde representam áreas mais planas (abaixo da esfera de referência) e amarelo e vermelho correspondem a áreas de elevação³.

Os mapas de elevação da face posterior da córnea são os que mais precocemente detetam a presença de queratocone; a área de elevação aparecerá neste mapa a vermelho ou mesmo roxo (e se confirmarmos com os mapas de paquimetria, uma diminuição da espessura no mesmo local corresponderá igualmente ao vermelho) (Fig. 4).

Mapas de curvatura

Com a técnica do disco de Plácido são analisados os raios de curvatura da córnea (queratometria, ou "K"), e o valor correspondente de poder refrativo em dioptrias é convertido para um mapa de cores.

As limitações dos mapas de curvatura, que se prendem com o modo como estes são adquiridos, são as seguintes: a área de análise limita-se a 60% a partir do centro da córnea; não recolhe informação sobre a face posterior da córnea e assim sendo também não há dados sobre a paquimetria. Deste modo, mapas de curvatura devem sempre ser analisados em conjunto com outros mapas do Orbscan®.

Perda de tecido e cicatrização resultam num aplanamento da zona da lesão (cores mais próximas do azul) e num aumento da curvatura nas áreas adjacentes (cores mais



Fig. 2 – Mapa de poder tangencial numa córnea com astigmatismo de 1.8D.



Fig. 3 – Representação de uma best fit sphere. A azul a córnea, a preto a esfera que melhor se ajusta.



Fig. 4 – Mapa de elevação da face posterior da córnea e de paquimetria num doente com queratocone.

próximas do vermelho). Por outro lado, ectasias como o queratocone e a degenerescência marginal pelúcida causam diminuição da espessura da córnea com protusão dos tecidos, o que aparecerá no mapa como um aumento de curvatura (e de valores de K, portanto). A degenerescência marginal pelúcida tem o aspeto característico de "kissing birds" nos mapas de queratometria (Fig. 5)⁷.

Média do poder refrativo

Estes mapas representam a variação de poder refrativo (potência esférica) em toda a córnea; para cada ponto individualmente é definida uma esfera que melhor se adapta, da qual o ponto é representativo. Têm grande utilidade para definir a localização exata e as consequências das alterações da superfície da córnea. Dois exemplos práticos são o queratocone e avaliação do enxerto após transplante de córnea (Fig. 6).



Fig. 6 – Mapa da média do poder refrativo numa córnea sem patologia.



Fig. 5 – Mapa de queratometria num doente com degenerescência marginal pelúcida; padrão típico "kissing birds"

Mapas de astigmatismo

Mostram os valores de astigmatismo ponto por ponto, que são calculados com base na diferença entre a curvatura máxima e mínima da direção desse ponto. Muito úteis no diagnóstico de queratocone (que pode estar oculto nos mapas de elevação devido a valores extremos de astigmatismo poderem disfarçar a presença de um cone)⁹.

Mapas de poder axial

Estes mapas mostram a contribuição individual das faces anterior e posterior da córnea para o astigmatismo total; devolvem os valores em dioptrias e são calculados através de métodos axiais que utilizam o eixo visual (ponto central) como referência.

Mapas de poder tangencial

Também mostram a contribuição das faces anterior e posterior da córnea para o astigmatismo total, mas com base em métodos tangenciais à superfície da córnea. Tem vantagem na exatidão da medição pois calcula o raio de curvatura localmente, para cada ponto, independentemente de um centro axial de referência. No entanto, não fornece uma boa estimativa da forma da córnea como um todo, e há imprecisão na medição dos pontos à periferia⁷ (Fig. 2).

Optical (Snell) Power Map

São uma estimativa do poder refrativo "total" da córnea e correlacionam-se melhor com a refração subjetiva em doentes míopes no pós-operatório LASIK do que os mapas de poder axial⁷.

Mapas de paquimetria

Calculam as diferenças de elevação entre as superfícies anterior e posterior da córnea e, portanto, a sua espessura. Úteis para avaliar doentes candidatos a cirurgia refrativa por laser, no pré – ao averiguar critérios de amissibilidade com base na espessura da córnea – e no pós-operatório para determinar a quantidade de tecido removido. O exame informa também sobre a espessura central da córnea e o valor de menor espessura (Fig. 4).

"Quad map"

É o modo standard de visualização de um exame de Orbscan[®]. Os vários mapas devem ser interpretados em conjunto e esta opção de serem apresentados simultaneamente 4 mapas é ideal para o reconhecimento imediato de alguns padrões de patologia. Geralmente estão presentes os mapas de elevação anterior e posterior, o mapa de curvatura e o da paquimetria do mesmo olho. No centro está uma caixa de diálogo com valores médios de queratometria, astigmatismo entre outros já especificados acima (Fig. 7).

Mapas de diferença



Fig. 7 – Quad map num doente com queratocone.

Devolve um mapa com um código de cores que representa a diferença de valores entre dois mapas escolhidos. Muito úteis para comparar doentes no pré e pós-operatório (por exemplo LASIK ou PRK) ou acompanhar a evolução de doenças ectásicas como o queratocone (Fig. 8).



Fig. 8 – Mapa de diferença pré e pós LASIK por astigmatismo.

Mapas Dual

Servem para comparar mapas de ambos os olhos simultaneamente.

Vantagens e desvantagens do Orbscan

Recordamos que o método de disco de Plácido não é o mais fiável para mapear a superfície da córnea porque se baseia na análise computorizada de um reflexo e não avalia a face posterior da córnea. De notar também que o método de triangulação, quando utilizado para avaliar as estruturas internas do segmento anterior, não é tão preciso porque alterações da face anterior da córnea vão influenciar a análise de estruturas mais posteriores⁷.

Outra limitação do uso da esfera que melhor se adapta é o

facto de esta representar uma média da elevação de todos os pontos; se houver informação em falta da periferia da córnea, por exemplo, que por norma é mais plana, a esfera terá que adotar uma forma mais curva para se adaptar à zona central (mais curva) da córnea e subestimará zonas de maior elevação⁷.

INDICAÇÕES

- Cirurgia refrativa averiguar que doentes são candidatos à cirurgia refrativa tanto pela paquimetria como pelo reconhecimento de padrões de curvatura suspeitos de patologia ectásica; no pós-operatório avalia a modificação do poder dióptrico e revela se houve centragem incorreta, ablação incompleta ou ectasias pós-excimer;
- 2. Queratocone o mapa de curvatura posterior poderá

detetar estadios precoces. Monitoriza a progressão e contribui para a terapêutica: ajuste de lentes de contacto, cross-linking e anéis intra-estromais;

- Astigmatismo pós-cirúrgico quer após cirurgia de catarata quer após cirurgia refrativa a laser; útil também no planeamento de remoção de suturas, de acordo com os mapas de curvatura e astigmatismo (Fig. 8);
- Planeamento cirúrgico de correção de astigmatismo

 guia a conduta de incisões relaxantes, entre outros métodos cirúrgicos;
- Doenças que condicionam astigmatismo pterígio, dermoides límbicos, cicatrizes corneanas e as suas consequências na deformação da superfície da córnea podem ser monitorizadas por topografia por Orbscan^{®10}.



Fig. 8 – Mapas de queratometria de um doente submetido a queratoplastia penetrante. De notar que é o mesmo mapa, com a escala da imagem da direita adaptada aos altos valores de queratometria condicionados pelas suturas.

BIBLIOGRAFIA

- Daxecker F. Christoph Scheiner's eye studies. Doc Ophthalmol. 1992;81(1):27-35.
- Placido A. Novo instrumento de exploração da córnea. Periodico d'Oftalmológica Practica (Lisboa) 1880;(5):27-30.
- 3. Orbscan II, Orbscan II, Anterior Segment Analysis System Software vv. 3.12 (Bausch & Lomb). Operator's Manual, vv. 2.1.
- Raul Martin. Cornea and anterior eye assessment with placido-disc keratoscopy, slit scanning evaluation topography and scheimpflug imaging tomography. Indian J Ophthalmol. 2018 Mar; 66(3): 360–366.
- Belin MW, Khachikian SS. An introduction to understanding elevation-based topography: how elevation data are displayed – a review. Clin Exp Ophthalmol. 2009 Jan;37(1):14-29.

- Oliveira CM, Ribeiro C, Franco S. Corneal imaging with slitscanning and Scheimpflug imaging techniques. Clin Exp Optom. 2011 Jan;94(1):33-42.
- Cairns G, McGhee CN. Orbscan computerized topography: attributes, applications, and limitations. J Cataract Refract Surg. 2005 Jan;31(1):205-20.
- 8. L. N. Thibos, "Principles of Hartmann-Shack Aberrometry," in Vision Science and its Applications, OSA Technical Digest (Optical Society of America, 2000), paper NW6.
- Augusto Azuara Blanco, Parwez Hossain, Noemi Lois. Diagnostic Technologies in Ophthalmology. 2012. Anterior Segment Imaging and Corneal Topography, pg. 13-30.
- Fan R, Chan TC, Prakash G, Jhanji V. Applications of corneal topography and tomography: a review. Clin Exp Ophthalmol. 2018 Mar;46(2):133-146. doi: 10.1111/ceo.13136. Epub 2018 Jan 11.

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

GALILEI G4 & G6

Antonio Marinho, MD PhD¹, Olga Grossenbacher,MD² ¹ Hospital Luz Arrábida ² Ziemer AG, Switzerland

1. INTRODUÇÃO

O Galilei é um aparelho fabricado pela ZIEMER e que consiste em 2 sistemas diferentes: Galilei G4 e Galilei G6. O Galilei G4 é um topógrafo com sistema duplo de Scheimpflug e sistema de anéis de Plácido. O Galilei G6 é um biómetro óptico para cálculo da potência de lentes intra-oculares¹.



Fig 1- Galilei G4/G6

2. G4

2.1- Características técnicas

O Galilei G4 como foi dito combina a tecnologia dos anéis de Placido com tecnologia Scheimpflug.

A tecnologia dos aneis de Plácido mede a curvatura anterior da córnea baseada no princípio da reflexão. É pois muito precisa e visualmente informativa, embora muito dependente do filme lacrimal. A tecnologia Scheimpflug é mais precisa para a superfície posterior da córnea, bem como em relação a dados de espessura e elevação corneanas. Esta tecnologia Scheimpflug é no entanto muito sensível a qualquer deficit de alinhamento. O Galilei combina pois os aneis de Placido medindo directamente as curvaturas com um duplo Scheimpflug (360°) que elimina os erros de medida provocados por deficiente alinhamento ocular.

O Galilei possui também um "iris tracker" para compensar os movimentos oculares (comuns em pacientes idosos). O "iris tracker" apresenta correcção de movimentos laterais (eixos X e Y) e rotacionais (eixo Z). Estas compensações são importantes pois pequenos movimentos oculares podem induzir alterações importantes nos resultados das curvaturas.

O centramento do Galilei é feito pela primeira imagem de Purkinje e não pelo apex da córnea, o que é importante pois em apenas 62% dos olhos o apex da córnea dista 5 mm ou menos do eixo visual.

2.2- Aplicação clínica

Na avaliação clínica (fig. 2 e 3) utilizamos normalmente os seguintes mapas:

- a) Mapas de curvatura anterior e posterior da córnea
- b) Mapas de elevação anterior e posterior da córnea
- c) Mapa de espessura corneana
- d) Mapa de aberrometria

Para além do "display" gráfico encontramos toda a informação do lado direito.

Critérios mais importantes:

- Curvatura corneana anterior. A curvatura corneana anterior deve estar entre 41 e 47 dioptrias. Se encontrarmos córneas com curvatura superior a 47 dioptrias poderemos estar em presença de patologia ectática da córnea
- 2) Curvatura corneana posterior. A curvatura posterior deverá estar entre -5.5 e -6.8 dioptrias
- 3) Astigmatismo. Muito importante verificar se o astigmatismo é regular ("bow-tie" simétrico) ou irregular
- 4) Paquimetria corneana. A espessura central da córnea deve ser superior a 500 micra sendo o ponto mais fino próximo do centro da córnea. Paquimetrias mais delgadas podem ser normais ou associadas a doença ectática, devendo ser analisadas no contexto clínico. Pontos mais finos localizado inferiormente poderão ser suspeitos



Fig 2- Display de topografia normal



Fig 3- Display de aberrometria

- Indicadores de ectasia corneana. Para além do indicado acima, o Galilei apresenta-nos uma série de indicadores de queratocone^{2,3}:
 - a) KPI (keratoconus probability índex) Deverá ser sempre inferior a 10%
 - b) I-S- Compara as curvaturas inferiores e superiores no mesmo meridiano. Normal se
 < 2 dioptrias
 - c) CLMI.X (cone location and magnitude índex) e PPK são modelos que poderão ser usados para "sceening" e avaliação de progressão no queratocone. Para o cálculo são usados os mapas de curvaturas anterior e posterior, de paquimetria (procura dos pontos mais delgados) e de elevação posterior^{4,5} (fig 4)
- 6) Total corneal power (TCP)- Como o nome indica representa a potência total da córnea. Como veremos a seguir é importante paro cálculo de lente intraocular em doente pós-cirurgia refractiva⁶
- 7) Câmara anterior. O Galiliei apresenta-nos 2 medidas da profundidade da câmara anterior. Medida da



Fig 4 Display de topografia em queratocone

distância do epitélio da córnea à superfície anterior do cristalino (ACD) e medida do endotélio corneano à superfície anterior do cristalino (AQD). Esta última é muito importante para o planeamento de implantação de lentes fáquicas. Relativamente à câmara anterior, o Galilei também nos fornece a medida branco a branco (W/W).

- Pupilometria. No "display" também encontramos a medida do diâmetro pupilar mesópico
- 9) Ângulo Kappa. O âgulo Kappa mede a distância entre o centro da córnea e o eixo visual. O Galilei exprime-o em distância Kappa (deve ser inferior a 0.40mm)
- 10) Aberrometria. O Galilei G4 tem um mapa especialmete dedicado à aberrometria. Aí podemos encontrar a aberração total (RMS) bem como as aberrações de alta ordem. Dentro destas devemos prestar especial atenção ao Coma (deve ser inferior a 0.30) e respectivo eixo (importante verificar se coincide com o eixo do astigmatismo) e ao Trefoil (deve ser inferior a 0.20)⁷.

3-G6

3.1 - Características técnicas

O Galilei G6 para além de todas as características técnicas semelhantes a G4 possui um biómetro que funciona por interferometria óptica de coerência de modo que a medida do comprimento axial esteja alinhada com as medidas corneanas. Possui também uma tecnologia de frente de onda (wavefront) pelo método de "ray tracing" através das superfícies anterior e posterior da córnea o que nos permite calcular o poder total da córnea (TCP).

3.2-Aplicação clínica

A aplicação clínica do G6 é a biometria para cálculo da potência de lente intraocular a implantar. Podem ser introduzidas no sistema todos os tipos de lentes intraoculares, bem como diferentes fórmulas para cálculo da biometria⁸). As fórmulas que utilizamos com mais frequência são: SRK-T; Holladay 1; Haigis; Hoffer e Barrett mas outras poderão ser introduzidas no sistema.

O "display" (fig. 5) mostra-nos a queratometria (valores e eixos), o"total corneal power" (TCP), a profundidade da câmara anterior (ACD), a espessura do cristalino $(LT)^7$ e a distância branco a branco (W/W).

ACD 590 R1 370 R2 370 R2 730 R 38µm TCP IOL S8µm WTW N-T Alcon SNeoWF Hoffer 2 IOL (D) 17.00 12.50	tion 0 - 11.33 3.65mm 8.22mm 8.22mm 40.020 11.68mm	0 Target Refr 5 F Ste Alton	action 0.0 AL 25.11mm la: SimK (k1) 41.190 esp SimK (k2) 44.041 Astig 28.61 SimK 42.610 CCT 527,rm LT 42.51m	ACC R1 R2 F TCP IOL	Phakic eg n 1.335 9 3.05mm 1 8.19mm 18° 2 7.66mm 108° 108° 2 7.53mm	
Target Refrac 79mm ACD 590 R1 870 R2 285 38,m TCP IOL 838,m TCP IOL 838,m TCP IOL 9300 101,00 17,00 12,30	tion 0 n1.833 3.65mm 8.22mm 160° 8.66mm 70° 70° 8.29mm 40.020 11.68mm	0 Target Refr 5 F Ste Alton	action 0.0 AL 25.11mm Ia: SimK (K1) 41.192 ep SimK (K2) 44.041 Attig 28.6E SimK 42.610 CCT 527m LT 4.75mm	ACC R1 R2 F TCP IOL	Phakic eg n 1.33; 9 3.05mm 1 8.19mm 18° 2 7.06mm 108° 108° 8 7.53mm	
79mm ACD 590 R1 590 R1 730 R 38j.m TCP IOL 38j.m TCP IOL 83mm WTW 8-T Ricon 5NeoWF Hoffer 2 IOL(D) 17.00 12.50	n1.33 3.65mm 8.52mm 160° 8.66mm 70° 70° 8.29mm 40.090 11.68mm	5 F Ste Alton	AL 25.11mm lat SimK (X1) 41.100 ep SimK (X2) 44.04E Astig 2.86E SimK 42.610 CCT 527,m LT 4.75mm	ACC R1 R2 F	n 1.337 9 3.05mm 1 8.19mm 18° 2 7.66mm 108° 108° 8 7.53mm	
79mm ADD 590 R1 5970 R2 7870 R 7380 R 38j.m TCP IOL Alcon WTW N-T NKGOWF Hoffer 2 IOL(D) 17.50 12.50	3.(5mm 8.12mm 160° 8.66mm 70° 70° 8.29mm 40.090 11.48mm	F Ste Alton	AL 25.11mm la: SimK (K1) 41.190 ep SimK (K2) 44.040 Attig 2.860 SimK 42.610 CCT 527.j.m LT 4.75mm	ACI R' R2 TCP IOI	2 3.05mm 1 8.19mm 18° 2 7.66mm 108° 108° 2 7.53mm	
590 R1 870 R2 870 R 381, m TCP IOL 838, m TCP IOL 838, m TCP IOL 838, m TCP IOL 838, m TCP IOL 938, m TCP IOL 9	8.52mm 160° 8.66mm 70° 70° 8.29mm 40.090 11.68mm	F Ste	la:SimK (K1) 41.190 ep SimK (K2) 44.040 Astig 2.860 SimK 42.610 CCT 527.j.m LT 4.75mm	R' Ri TCP IOI	1 8.19mm 18° 2 7.66mm 108° 108° 3 7.53mm	
870 R2 285 730 R 38j.m TCP IOL 88mm WTW N-T Alcon SNeOWF Hoffer 2 IOL(D) 17.00 12.30	8.06mm 70° 73° 8.29mm 40.090 11.68mm	Ste	ep SimK (K2) 44.04E Astig 2.86E SimK 42.61C CCT 527j.m LT 4.75mm	RS TCP IOI	2 7.66mm 108° 108° ₹ 7.53mm	
730 R 38j.m TCP IOL 78mm WTW N-T Alcon SNeOWF Hoffer Q IOL(D) 17.50	70° 8.29mm 40.090 11.68mm	Alton	Attig 2860 SimK 42610 CCT 527j.m LT 435mm	TCP IOI	108* 7.53mm	
Store R Skinn TCP IOL Sman WTW N-T Alcon SN60WF Hoffer Q IOL(D) 17.00 12.30	40.090 11.68mm	Alcon	CCT 527j.m LT 475mm	TCP IO	4 7.53mm	
SBµm TCP IOL Smm WTW N-T Alcon SN60WF Hoffer Q IOL(D) 17.00 12.30	40.090 11.68mm	Alcon	CCT 527jum LT 435mm	TCP IOL	10 030	
Alcon SNeOWF Hoffer Q IGL(D) 17.00 12.50	11.68mm	Alton	LT 435mm		49.670	
Alcon SN60WF Hoffer Q IGL(D) 17.00 12.30		Alcon		WIW N-1	f 11.61mm	
SN60WF Hoffer Q IGL(D) 17.00 12.30				Alcon		
Hoffer 2 IGL(D) 17.00		SNOOWF	EN CALLER AND	SNOOWF	States and the states	
IOL(D) 17.00 12.30		SRK/T		Hoffer Q		
17.00	Ref. [0]	IGL[D]	Rel. [0]	IOL[D]	Ref. []]	
12.50	0.58	16.50	0.50	16.50	0.52	
11.20	0.26	17.00	0.17	17.00	0.20	
18.00	-0.07	17.50	-0.17	17.50	-0.13	
18.50	-0.41	-)18.00	-0.50	18.00	-0.46	
19.00	-0.75	18.50	-0.85	18.50	0.79	
IOL@Target Re	fraction 17.89 D	10.@Target	IOL@Target Refraction 17.25 D		IOL@TargetRefraction 17.31 D	
10L Constant 5	.54	10. Constan	119.0	IOL Constant 3	5.54	
Bausch & Lon	15	Bausch & Lo	Bausch & Lomb		Bausch & Lomb	
FinavisionTri	focal Micro F	Finevision	Trifocal Micro F	Finevision Tr	ifocal Micro F	
Hoffer Q		SRK/T		Hotfer 2		
IOT[D]	Ref. [D]	10. [0]	.Bef. [D]	ICL[D]	Ref. [D]	
16.50	0.63	16.00	0.71	16.00	0.57	
17.00	0.30	16,50	0.38	16.50	0.24	
17.50	-0.04	17.00	0.04	17.00	-0.10	
18.00	-0.38	17.50	0.30	17.50	0.43	
18.50	0.73	18.00	0.64	18.00	-0.77	
UUB/Farget Refraction 17.16 0 IOLB/Farget Refraction 17.44 D OL Constant 118.8 IOL Constant 5.25		IO.@Target	IOL@larget Refraction 17.06 D IOL Constant 218.8		IOUSTarget Refraction 16.86 D IOL Constant 5.35	
IOL COLSCENT 2	545	-io. constan	t maa	IGC CONSIGNT:	3.33	
ec Ophtec zon family Precizen family		Ophtec Pracimo fai	Ophtec Pracimo familu		Ophtec Precizion family	
Hoffer O		SBK/T		Hoffer Q	,	
IOLED1	Bet ID1	IOI IDI	Ref (D1	101101	Bet ID1	
16.50	0.54	16.00	3.53	15.50	0.81	
17.00	0.21	16.50	3.19	16.00	C.48	
17.50	-0.13	17.00	-0.15	16.50	0.15	
18.00	-0.48	17.50	-0.50	17.00	-0.15	
18,50	-0.83	15.00	-0.85	17.50	-0.53	
IOU8Farget Re	dract on 17.30 D	ICL® Target	Refraction 16.78 D	IOL@Target R	lefraction 16.72 D	
ID Constant 118.5 ICL Constant 5.26		ICL Censtan	ICL Constant 118.5		IOL Constant 5.26	
	101(0) 16:50 17:50 18:50 18:50 1018/Target Re 101 Censtant S	IOL[0] net, IO] 16:50 12:54 17:50 C:21 17:50 -0.13 18:00 -0.46 18:50 -0.82 10:55/argel Refact on 17:20 D IOL Constant 5:26	Initial Initial Initial 16:50 C.54 14:50 17:50 C.21 14:50 17:50 -0.13 17:00 18:00 -0.445 17:50 18:50 -0.445 17:50 18:50 -0.45 17:50 10:000 -0.13 17:00 10:010 -0.145 17:50 10:010 -0.145 17:50 10:010 -0.145 10:000 10:010 -0.145 10:000	00(10) net(10) 10(10) set(10) 16:50 C:54 14:20 3:53 17:00 C:21 14:50 3:19 17:50 -0.13 17:00 -0.15 18:00 40:42 17:50 -0.53 18:00 40:42 17:50 -0.53 10:01 Fungal Relation 17:30:D 10(00) Relation 16:20 B 10(00) Relation 16:20 B 10:01 Constant 5:26 VCL Constant 118:5 10(00) Relation 16:20 B	IoL(D) net(D) IoL(D) set(D) IoL(D) 16:50 IS.54 16:20 J.55 IS.55 17:00 C.21 16:20 J.19 16:30 17:50 -0.13 17:00 -0.15 16:50 18:00 +0.48 17:50 -0.15 16:50 18:00 +0.48 17:50 -0.53 17:20 10:87:egit Resct on 17:30 D IOL81*raget Resct on 17:30 D IOL Constant S:24 IOL Constant 118:5 IOL Constant 118:5 IOL Constant 118:5	

Fig 5- Display de cálculo de lentes intraoculares

Em casos de cálculo de potência de lentes intra-oculares para olhos não previamente operados, simplesmente escolhemos a lente a implantar e a fórmula desejada e imediatamente temos o resultado.

No caso de implante de lentes multifocais, para além do acima descrito é importante recorrer aos mapas corneanos para verificar a topografia e avaliar a distância Kappa (deverá ser inferior a 0.40 mm).

O Galilei G6 é também muito útil no planeamento de implante de lentes tóricas, deve-se recorrer aos mapas corneanos para avaliar o grau e eixo do astigmatismo, bem como a regularidade do mesmo

No entanto em termos de biometria, onde o Galilei G6 mais nos ajuda é no cálculo de potência das lentes intraoculares a implantar em doentes previamente submetidos a cirurgia refractiva corneana.

Nos doentes previamente submetidos a queratotomia radiária ou PRK/Lasik miópico deve-se efectuar os

cálculos usando como queratometria o TCP. Os resultados são extremamente fiáveis dispensando outros métodos.(6) No caso de prévia ablacção laser hipermetrópica, os resultados obtidos com o TCP são mais variáveis pelo que recomendo complementar o estudo com outros métodos (p.ex. ASCRS calculator).

No caso de utilização do "ASCRS calculator" são importantes as indicações de queratometria, profundidade da câmara anterior, paquimetria corneana, espessura do cristalino e distância branco a branco. Todos estes valores se encontram, como foi dito, rapidamente acessíveis no "display" do Galilei G6.

4. CONCLUSÕES

Em resumo o Galilei G4/G6 é um aparelho muito útil quer para cirurgia refractiva da córnea (selecção de pacientes e planeamento cirúrgico), quer para detecção e acompanhamento da progressão do queratocone, bem como para preciso cálculo de lentes intra-oculares e doentes sem cirurgia prévia, bem como em pacientes préviamente submetidos a cirurgia refractiva da córnea. Para além da precisão das medidas o Galilei G4/G6 é de muito fácil manuseamento, o que o torna de fácil utilização para oftalmologistas e técnicos de ortóptica.

BIBLIOGRAFIA:

- 1. Ziemer AG, Port Switzerland
- Feizi S, Delfazayebaher S, Javadi M et al. Mean posterior corneal power and astigmatism in normal versus keratoconic eyes. J Ophtalmic Vis Res 2018;13(2):93-100
- Golen O,Piccinini A, Hwang E et al. Distinguishing highly assymetric eyes using dual Scheipflug/ Placido analysis. Am J Ophthalmol 2019; 201: 46-53
- 4. Mahmoud A, Roberts C, Lembach R et al. Cone location and magnitude index. Cornea Vol 27 Number 4 2008; 480-487
- Mahmoud A, Nunez M, Blanco C et al: Expanding the cone location and magnitude index to include corneal thickness and posterior surface information for the detection of keratoconus. Am J Ophthalmol 2013;156:1102-1111
- Savini G, Hoffer K. Intraocular lens power calculations in eyes with previous corneal refractive surgery. Eye and Vision 2018;5:18
- Piccinini A, Golen O, Hafezi F et al. Higher order aberration measurements: Comparison between Scheimpflug and dual Scheimpflug-Placido technology in normal eyes. J Cataract Refract Surg 2019;45: 490-94
- Savini G, Negeshi K, Hoffer K et al. Refractive outcomes of intraocular power calculations using different power measurements with anew optical biometer. J Cataract Refract Surg 2018;44:701-708
- Savini G, Hoffer K, Schiano-Lomoriello D. Agreement between lens thickness measurements by ultrasound immersion biometry and optical biometry. J Cataract Refract Surg 2018;44:1463-1468

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

PENTACAM

Sandra Barros, MD, FEBO¹, Fernando Faria-Correia, MD, PhD, FEBOS-CR, PCEO²

¹ Grupo de Estudos de Tomografia e Biomecânica da Córnea do Rio de Janeiro. Hospital Garcia de Orta EPE, CUF Almada, Almada, Portugal ² Grupo de Estudos de Tomografia e Biomecânica da Córnea do Rio de Janeiro. Hospital de Braga, Portugal. Escola de Medicina – Universidade do Minho, Braga, Portugal. Instituto CUF, Porto, Portugal

INTRODUÇÃO

A topografia, enquanto representação bidimensional da superfície anterior da córnea, foi durante muito tempo o *gold-standard* na avaliação pré-operatória de doentes candidatos a cirurgia refrativa LASER e no rastreio e diagnóstico de ectasias da córnea, nomeadamente o queratocone.

O termo tomografia deriva da palavra "tomos", que em grego significa corte ou secção, e "grafien" que significa escrever. Assim, a tomografia descreve a córnea de uma forma tridimensional, avaliando a sua superfície anterior, mas também a sua superfície posterior, e permitindo a análise paquimétrica detalhada. (1)

Em 1999 foi apresentado o Pentacam[®] (Oculus, Wetzlar, Alemanhã), tomógrafo que usa uma câmera digital Scheimpflug rotacional e uma fonte de luz monocromática (LED azul de 475 nm) que giram em torno do eixo óptico do olho, gerando um modelo 3D a partir de 138 000 pontos de elevação em 2 segundos. Esta captura permite uma avaliação tridimensional do segmento anterior. Em 2017, foi introduzida a plataforma AXL, que permite avaliar adicionalmente o comprimento axial do olho através de interferometria de coerência óptica. (2)

INDICAÇÕES

Atualmente, o Pentacam[®] (Figura 1) tem um papel fundamental na avaliação pré-operatória de candidatos a cirurgia refrativa LASER, diagnóstico, seguimento e tratamento de doentes com queratocone ou ectasia corneana, avaliação pré e pós-operatória de cirurgia refrativa com implante de lentes fáquicas e no planeamento de cirurgia de catarata.

METODOLOGIA

O Pentacam[®] disponibiliza uma grande variedade de *displays* que permitem uma abordagem seriada e completa perante as situações previamente apresentadas.

4 Refractive Maps

Este display (Figura 2) apresenta uma análise qualitativa de rápida e fácil leitura (os mapas refrativos dispostos à



Fig. 1. Pentacam



Fig. 2. Display dos quatro mapas refrativos de córnea normal.

direita), e quantitativos (na coluna da esquerda).

Relativamente aos mapas refrativos, o mapa de curvatura anterior permite identificar rapidamente padrões topográficos anormais e que podem estar associados à presença de queratocone ou degenerescência marginal pelúcida (por exemplo, padrões em laço assimétrico – Figura 3 - e o sinal de "tenaz de caranguejo" – Figura 4). Em casos de doença subclínica, a avaliação isolada do mapa de curvatura anterior pode não fornecer informação suficiente para detectar alterações subtis. Os mapas de elevação são normalmente comparados com uma superfície de referência padrão e permitem detectar alterações que ainda não sejam evidentes na topografia. A presença de um padrão de "ilha" de elevação positiva com limites bem definidos no mapa de elevação posterior representa um sinal a favor de ectasia³.



Figura 3. Display dos quatro mapas refrativos demonstrando queratocone: padrão de laço assimétrico no mapa de curvatura sagital coincidente com adelgaçamento no mapa paquimétrico, bem como protrusão nos mapas de elevação anterior e posterior.



Fig. 4. Display dos quatro mapas refrativos demonstrando degenerescência marginal pelúcida: padrão em "tenaz-de-caranguejo", padrão de adelgaçamento inferior (padrão em sino) no mapa paquimétrico, bem como protrusão nos mapas de elevação anterior e posterior.

O mapa paquimétrico permite identificar o ponto mais fino e estudar a sua localização. Áreas de adelgaçamento inferior ou sinal de sino são padrões anormais.

Relativamente à análise quantitativa, este *display* e o *Belin Ambrósio Enhanced Ectasia Display* disponibilizam uma série de dados, quer da superfície anterior, quer posterior, bem como parâmetros de avaliação da câmara anterior que podem ser rapidamente consultados para rastreio inicial, e que serão discutidos à frente.

Belin Ambrósio Enhanced Ectasia Display

O objetivo deste display (Figura 5) é fazer uma avaliação combinada, baseada nos mapas de elevação e paquimétricos,

permitindo uma visão global da estrutura da córnea e um rastreio rápido e eficaz. Os dois primeiros mapas de elevação (superior) são os mapas de elevação anterior e posterior relativos ao best fit sphere (BFS) padrão de 8.0 mm. Os mapas de elevação avançados que utilizam a zona de exclusão de 3,5 mm estão imediatamente abaixo. Estes mapas exibem os mesmos dados de elevação que os mapas da linha de base, mas a superfície de referência agora é o BFS avançado, em vez do BFS padrão. Esta superfície de referência avançada é gerada com o mesmo diâmetro da BFS padrão (8.0 mm), mas exclui os dados de elevação da córnea de uma circunferência de 3,5 mm centrada no ponto mais fino da córnea. Os dois mapas inferiores são mapas de diferença, evidenciando a mudança relativa entre os mapas de elevação da linha de base e o avançado. Estes mapas diferenciais podem apresentar três cores: o verde representa uma mudança na elevação de menos de 4 μ m na superfície anterior e 10 μ m na superfície posterior da córnea (valores que estão tipicamente dentro da faixa observada nos olhos normais); o vermelho traduz diferenças de elevação superiores a 8 µm anteriormente e 18 µm posteriormente e são normalmente observadas em olhos com queratocone clínico; o amarelo representa uma diferença entre 4 µm a 8 µm para a superfície anterior e 10 µm a 18 µm para a superfície posterior e traduzem suspeita de ectasia.



Fig. 5. Belin Ambrósio Enhanced Display de uma córnea sem patologia.

A direita dos mapas de elevação, encontram-se uma série de parâmetros paquimétricos combinados, derivados da tomografia, bem como dois gráficos de progressão paquimétrica.

Normalmente, a córnea é mais fina na região central e aumenta de espessura em direção à periferia. O padrão de aumento progressivo da espessura corneana é uma característica que pode ser estudada com o mapa de paquimetria, servindo como mais um elemento para interpretação clínica. A progressão dos valores paquimétricos é diferente em olhos normais e com queratocone, sendo mais acentuada neste último caso, podendo ser utilizada como elemento diagnóstico. (4)

O perfil paquimétrico (CTSP - *Corneal Thickness Spatial Profiles*) regista a progressão dos valores paquimétricos a partir do ponto mais fino até à sua periferia. Esse perfil

é apresentado em forma de gráfico e a curva resultante é integrada de acordo com as referências, considerando o intervalo de confiança de 95% da população normal.

O gráfico de percentagem de aumento da espessura no perfil paquimétrico (PTI – *Percentage Thickness Increase*) abaixo baseia-se na fórmula: paquimetria@X – ponto mais fino/ponto mais fino (@X corresponde à média dos valores de cada circunferência estudada). As informações do CTSP e PTI são complementares e permitem distinguir se a córnea é uniformemente fina ou se vai afinando (no caso das ectasia), ou se é globalmente espessa ou com edema (distrofia endotelial).

Em comparação com as medidas paquimétricas únicas, os índices paquimétricos combinados e derivados da tomografia são superiores na diferenciação de córneas normais e córneas com queratocone. (5) Um dos índices mais precisos é o *Ambrósio Relational Thickness* (ART), que resulta da razão entre a paquimetria no ponto mais fino e os valores dos índices de progressão paquimétrica (PPI) ao longo dos meridianos. O índice ART-max (Ambrósio's Relational Thickness máximo) é definido pela fórmula: ART-max = TP / PPI-max (TP corresponde à espessura da córnea no ponto mais fino e PPI-max ao seu máximo índice de progressão paquimétrica).

O Belin-Ambrósio Enhanced Ectasia Display exibe também um índice final D que nos informa sobre a maior susceptibilidade de desenvolvimento de ectasia. Este índice permite uma visão global da estrutura tomográfica da córnea através combinação de dados de curvatura, elevação anterior, posterior e da paquimetria e é calculado com base numa análise de regressão linear, que pondera diferentemente os diversos parâmetros. O BAD considera os desvios da normalidade para diferentes parâmetros, de modo que um valor de zero representa a média da população normal e um representa o valor de um desvio padrão em direção do valor da doença (ectasia). Até agora, é o parâmetro disponível do Pentacam® com maior sensibilidade e especificidade no diagnóstico de queratocone clínico e frustre. A figura 6 demonstra a avaliação tomográfica de um doente com queratocone.



Fig. 6. Belin Ambrósio Enhanced Display demonstrando área de elevação posterior suspeita em OD e clínica em OE, associado a curvas de perfil paquimétrico com escape inferior antes dos 6mm.

Tomography-Biomechanical Index (TBI)

Atualmente, este parâmetro é o que apresenta maior eficácia para identificar olhos susceptíveis para desenvolver ectasia. Este parâmetro foi desenvolvido com base na imagem de Scheimpflug recorrendo a dados de tomografia da córnea do Pentacam e da avaliação biomecânica do Corvis ST (Oculus, Wetzlar, Alemanhã). O método de inteligência *random forest* com validação cruzada de exclusão única (RF/LOOCV) obteve os melhores resultados. Um valor optimizado de 0,29 apresentou uma sensibilidade de 90,4% com especificidade de 96% para identificar córneas com topografia de curvatura anterior aparentemente normal em doentes com queratocone clínico no olho adelfo.(6)

Belin ABCD Progression Display

Vários métodos para avaliar e documentar a progressão no queratocone foram descritos na literatura, mas não há uma definição consistente ou clara da progressão da ectasia nem formas de avaliação do impacto do tratamento e do seu efeito ao longo do tempo.

O novo sistema de classificação ABCD proposto por Michael Belin considera os raios de curvatura anterior (A) e posterior (B) relativos à zona óptica de 3,0mm centrada no ponto mais fino da córnea, e a paquimetria mais fina da córnea (C), a melhor acuidade visual corrigida para longe (D) e adiciona um modificador: (-) para nenhuma cicatriz, (+) para cicatrizes que não ocultam os detalhes da íris e (++) para cicatrizes que ocultam os detalhes da íris. Este sistema de classificação é relativamente simples de usar e tem a vantagem de classificar cada componente independentemente, reconhecendo doença subclínica e adicionando um estadio 0 que reflete ausência de doença. O novo sistema de classificação ABCD incorpora dados anatómicos e funcionais que faltam na classificação de Amsler-Krumeich, a mais amplamente difundida e utilizada, permitindo uma descrição e interpretação mais rápida e completa do estadio da doença e, também, da resposta ao tratamento. (7)

A análise de progressão ABCD inclui os parâmetros usados na classificação ABCD e pode incluir até 8 exames, dispostos por colunas de diferentes cores. Como exemplificado na figura 7, as linhas verdes horizontais dizem respeito à base de dados de olhos normais, as linhas vermelhas correspondem à base de dados de olhos com queratocone, a linha tracejada ao intervalo de confiança (IC) de 80% e a linha sólida ao intervalo de confiança (IC) de 95%.

A progressão é definida como o aumento de 1 parâmetro (A, B ou C) para valores iguais ou superiores ao IC de 95% para a população normal ou de 2 parâmetros para valores iguais ou superiores ao IC de 80% da população normal, com pelo menos 3 meses de intervalo. Em doentes adolescentes, e dada a história natural da doença, basta 1 exame subsequente para documentar progressão; em adultos jovens, recomenda-se a realização de pelo menos dois exames subsequentes com um intervalo de pelo menos 2 meses. Esta análise favorece o diagnóstico precoce de progressão, mesmo antes de qualquer alteração na acuidade visual, e permite a avaliação do impacto cirúrgico e sua monitorização ao longo do tempo.



Fig. 7. Display de progressão ABCD. O olho direito "normal" de um paciente com queratocone percebido inicialmente como unilateral. Observam-se quatro exames ao longo de um período de 2 anos e 10 meses. Somente no último exame houve alteração na acuidade visual, embora o display tivesse demonstrado precocemente a evolução da ectasia.



Fig. 8. Cataract Pre Op Display. Mapas de curvatura sagital anterior, poder refrativo total da córnea e espessura da córnea acima. Imagem de Scheimpflug em baixo à esquerda. Análise quantitativa em baixo à direita.

Cataract Pre Op e IOL Power Calculation Displays

Em colaboração com o Professor Naoyuki Maeda, foi desenvolvido o *Cataract Pre Op Display*, uma ferramenta que avalia de forma completa o segmento anterior no pré-operatório da cirurgia de catarata. Este *display* inclui o mapa da curvatura anterior, o mapa da potência refrativa total da córnea (que coloca em evidência a influência da curvatura posterior) e o mapa paquimétrico (Figura 8). Este instrumento facilita a seleção de uma lente intra-ocular otimizada para as caraterísticas oculares do doente. Para conseguir isso, os seguintes parâmetros são levados em consideração: astigmatismo total da córnea (que entra em consideração com o efeito da superfície posterior); aberração esférica (SA) total da córnea; irregularidade total (HOAs) da córnea. A implantação de uma lente intra-ocular multifocal não está aconselhada num doente com uma

magnitude de HOAs superior a 0,3 μ m (RMS, 4 mm).(8) Além destes parâmetros, a precisão biométrica é outro fator a ter em consideração na estimativa da posição efetiva da lente e que é, na maioria dos casos, a maior fonte de erro refrativo residual. O *display IOL Power Calculation*, inclui as fórmulas de cálculo SRK/T, Hoffer Q, Holladay 1, Haigis e Barrett Universal II para olhos com astigmatismos baixos, e as fórmulas Barrett Toric e Savini Toric para o planeamento de LIO tóricas. Para doentes pós-cirurgia refrativa, as fórmulas Hill-Potvin-Shammas, Holladay 1 Double K, Hoffer Q double K e Barrett True K estão disponíveis.

BIBLIOGRAFIA

- 1. Ambrosio Jr R et al. Imaging of the cornea: topography vs tomography. J Refract Surg. 2010; 26(11): p. 847-9.
- 2. Wegener A et al. Photography of the anterior eye segment according to Scheimpflug's principle: options and limitations-a review. Clinical & experimental ophthalmology. 2009; 37(1): p. 144-54.
- de Sanctis U et al. Sensitivity and specificity of posterior corneal elevation measured by Pentacam in discriminating keratoconus/ subclinical keratoconus. Ophthalmology. 2008; 115(9): p. 1534-9.
- 4. Luz A et al. Progressão da espessura corneana do ponto mais fino em direção ao limbo: estudo de uma população normal e de portadores de ceratocone para criação de valores de referência. Arq Bras Oftalmol. 2006; 69(4): p. 579-83.
- Ambrosio Jr R et al. Novel pachymetric parameters based on corneal tomography for diagnosing keratoconus. J Refract Surg. 2011; 27(10): p. 753-758.
- 6. Faria-Correia F et al. Topometric and tomographic indices for the diagnosis of keratoconus. IJKECD. 2012; 1(2): p. 92-99.
- 7. Belin MW et al. Keratoconus: The ABCD Grading System. Klin Monbl Augenheilkd. 2016; 233(6): p. 701-7.
- Maeda N. Assessment of Corneal Optical Quality for Premium IOLs with Pentacam. Highlights of Ophthalmology Journal. 2011; 39(4): p. 2-5.

4. Glaucoma

GONIOSCOPIA

Gonçalo Godinho, João Tavares-Ferreira Centro Hospitalar Universitário S. João

A gonioscopia é um procedimento fundamental no exame físico oftalmológico rotineiro, já que é a única forma, na lâmpada de fenda, de examinar as estruturas do ângulo iridocorneano, a sua morfologia, pigmentação e anomalias, especialmente em doentes com diagnóstico suspeito ou confirmado de glaucoma. Com esta técnica, pretendese visualizar o ângulo iridocorneano e caracterizá-lo, diferenciando entre ângulos abertos e estreitos, ou classificando glaucomas secundários. A gonioscopia pode ainda ser utilizada de forma terapêutica, como na realização de trabeculoplastia laser seletiva (SLT), goniotomia ou gonioplastia.1 De forma genérica, é mandatório ser realizada quando há suspeita de ângulo estreito, aferido pelo método de Van Herick, mas também em todos os doentes com hipertensão ocular ou glaucoma suspeito, independentemente do teste supracitado.1 Além disso, recomenda-se a sua realização em doenças com risco aumentado de neovascularização do ângulo/disco óptico, anomalias congénitas da câmara anterior (ICE syndrome e aniridia), história prévia de trauma ocular, lentes sub/ luxadas, irís em plateau e possíveis distúrbios da drenagem do humor aquoso (sinéquias anteriores em contexto de inflamação crónica ou irregularidades da íris, como cistos ou tumores).

Segundo a lei de Snell, quando a luz se desloca de um meio de maior índice refractivo para um de menor índice refractivo, os raios luminosos são refratados num ângulo que se afasta da normal. Quando a luz incide num ângulo superior ao ângulo crítico, ocorre a reflexão total da luz. Este fenómeno óptico verifica-se nos raios que emanam do ângulo iridocorneano, que são totalmente refletidos ao atingirem a interface lágrima/ar. Por isso, é impossível visualizar diretamente o ângulo iridocorneano, sendo necessário o uso de lentes gonioscópicas, que permitem que a luz do ângulo iridocorneano ultrapasse o ângulo crítico e seja vista pelo observador.²

A gonioscopia pode ser direta ou indireta. Enquanto que na direta o fenómeno da refletividade total interna é ultrapassado com o uso de lentes de contacto convexas, na indireta são usados espelhos ou prismas. A gonioscopia direta requer uma lâmpada de fenda portátil ou um microscópio cirúrgico e pode ser realizada recorrendo ao uso das lentes de Koeppe, Hoskin-Barkans ou Swan-Jacobs. Desta forma, é possível uma visualização panorâmica do ângulo e uma avaliação e comparação simultânea com o olho contralateral. Além disso, o ângulo pode ser manipulado pelo observador, permite uma boa binocularidade e a distorção da câmara anterior é mínima.³ No entanto, o posicionamento do doente é difícil, e requer mais equipamento e tempo.⁴ Assim, apesar de muito útil para a observação de crianças (geralmente sob anestesia geral) e para a realização de procedimentos cirúrgicos,¹ o método indireto é usado mais rotineiramente.

Na gonioscopia indireta, a imagem observada é a reflexão do ângulo oposto. O doente está posicionado na lâmpada de fenda, sendo possível a estereopsia e o ajuste da iluminação e amplificação. As lentes usadas podem requerer substâncias de acoplamento (como fluído de metilcelulose), como nas lentes de Goldmann e de Allen Thorpe. Nestes casos, o diâmetro da lente é superior ao da córnea, o que origina um ângulo artificialmente estreito quando é aplicada uma maior pressão. As lentes que não requerem um agente de acoplamento, como a Zeiss, Posner, Sussman ou Tokel, têm um diâmetro inferior ao da córnea, o que pode levar a um alargamento artificial da câmara anterior quando é aplicada mais pressão, mas que também as torna úteis para a realização de gonioscopia dinâmica.⁴

Cada observador terá as suas preferências quanto às condições da realização do exame, mas certas técnicas poderão facilitá-lo. Idealmente, a gonioscopia deverá ser realizado num espaço de luminosidade reduzida, e o feixe de luz utilizado deve ser estreito e curto. Uma vez que este procedimento pode levar à diminuição temporária da pressão intra-ocular, esta deve ser medida previamente. A visualização poderá ser iniciada pelo ângulo inferior, uma vez que, geralmente, é a porção mais ampla, mais pigmentada e onde a "corneal wedge" é mais identificável. A "corneal wedge", ou método do paralelepípedo, é uma técnica que permite a identificação da linha de Schwalbe através da interseção de 2 linhas originadas por um feixe luminoso fino e posicionado obliquamente: uma que corresponde à porção externa da córnea, e outra que ilumina a face interna da córnea. Por vezes, quando as íris são mais convexas, é útil pedir ao doente que olhe na direção do espelho, o que vai permitir observar o ângulo iridocorneano sobre a íris. Também os doentes que fazem colírios agonistas colinérgicos podem ter um deslocamento anterior da lente, tornando a visualização do ângulo mais complexa. Nestes, realizar cicloplegia pode mover a lente posteriormente, aumentando a

câmara anterior e permitindo a visualização do ângulo.⁴ A instilação tópica de glicerina ou de solução hipertónica imediatamente prévia à realização de gonioscopia poderá levar à redução do edema da córnea permitindo, assim, a visualização das diferentes estruturas.¹ Por último, importa frisar a importância da gonioscopia dinâmica na diferenciação de encerramento do ângulo aposicional ou por sinéquias: usando lentes de diâmetro menor que o da córnea, a aplicação de pressão na córnea levará à rotação mecânica do limbo e rotação posterior da íris e corpo ciliar, permitindo aprofundar o ângulo nos encerramentos aposicionais e, assim, permitir a visualização da malha trabecular nestas situações.⁵

Tipicamente, na gonioscopia, podem ser visualizadas diversas estruturas, da porção mais posterior para a mais anterior: íris, banda do corpo ciliar, esporão escleral, malha trabecular e linha de Schwalbe.

Geralmente, a íris é plana ou ligeiramente convexa. Porém, em situações de bloqueio pupilar, esta convexidade será muito maior, assumindo a denominação de í*ris bombé*. Doentes com síndrome pigmentar também poderão apresentar íris côncavas.⁶ Além disso, especialmente quando em midríase, as íris podem apresentar anéis contraídos concêntricos na periferia que devem, porém, ser diferenciadas da banda concêntrica visível nas *plateau iris* (o denominado *double hump sign*).⁷

Anteriormente à inserção da íris, encontra-se a banda do corpo ciliar. Este marco anatómico é mais visível em doentes míopes, pseudofáquicos ou afáquicos; por outro lado, é mais estreito ou ausente em doentes com hipermetropia e quando se verifica inserção anterior da íris.

O esporão escleral é uma banda acinzentada posterior à malha trabecular e que pode não ser visível quando existem ângulos estreitos, sinéquias anteriores, processos da íris ou pigmentação aumentada.⁴

A malha trabecular divide-se em duas porções: pigmentada posteriormente e não pigmentada anteriormente. Com a idade, tende a existir uma maior deposição do pigmento, que poderá ser homogénea ou irregular.⁸ Entre as duas porções, é possível ver o canal de Schlemm quando se encontra preenchido por sangue, o que se verifica quando há hipotonia ocular, aumento da pressão venosa episcleral ou compressão das veias episclerais.^{9,10}

A linha de Schwalbe, que corresponde à membrana de Descemet, representa o bordo mais anterior do ângulo iridocorneano. Muitas vezes, esta linha não é facilmente reconhecível, uma vez que pode apenas estar presente uma ligeira mudança de cor ou textura. Porém, como dito anteriormente, a técnica do "corneal wedge" permite a sua identificação e, por conseguinte, de toda a estrutura trabecular. Noutras situações, um aumento da pigmentação pode ser encontrado na linha de Schwalbe ou anterior a esta (linha de Sampaolesi), o que poderá indicar um síndrome de dispersão pigmentar ou um síndrome pseudoexfoliativo.¹¹ No entanto, esta linha não se correlaciona com o grau de dano glaucomatoso.¹²

Este exame permite ainda a identificação de neovasos no ângulo (vasos finos, ramificados e que ultrapassam o

esporão escleral), processos da íris (alterações fisiológicas com ramificações finas da íris, que seguem a curvatura do ângulo, não obscurecem a visualização das estruturas, não limitam o movimento da íris e não obstroem o trajeto do humor aquoso), corpos estranhos, silicone emulsificado, hifema, melanoma, *nevus*, recessão do ângulo, ciclodiálise e iridodiálise.

Em recém-nascidos e lactentes a morfologia do ângulo varia de acordo com a evolução dos remanescentes mesodérmicos, havendo estabilização do aspeto gonisocópico por volta dos 2 anos de idade.¹³

A melhor forma de descrever um ângulo iridocorneano será com o recurso a um dos sistemas de classificação existentes. Apesar da existência de várias classificações, as mais comuns são a de Shaffer e a de Spaeth. O sistema de Shaffer estima o ângulo entre 2 linhas tangenciais à superfície interna do trabéculo e à superfície anterior da linha da íris. É classificada entre 0 e 4, tendo classificação 4 quando o ângulo é maior e existe menor risco de oclusão, e 0 quando há um encerramento do mesmo. Assim, o ângulo avaliado pode ter valores entre 45°-35°, 35°-20°, 10°-20°, <10° ou 0° e ser classificado como grau 4, 3, 2, 1 ou 0, respetivamente.¹⁴

O sistema de Spaeth é mais detalhado, e inclui a inserção da raiz da íris (A - anterior à linha de Scwalbe; B - posterior à linha de Schwalbe; C - no esporão escleral; D - posterior ao esporão escleral; E - na banda do corpo ciliar), a amplitude do ângulo (0°, 10°, 20°, 30°, 40°), a descrição do contorno da iris periférica (s - convexa; r - regular; q - côncava), a pigmentação da malha trabecular (de 0 a 4+)¹⁵ e os efeitos da indentação na configuração do ângulo.

Após a realização da gonioscopia, não há uma definição clara do procedimento de limpeza da lente, sendo por isso importante seguir as indicações do fabricante.^{16,17} De uma forma geral, as lentes podem ser esterilizadas, ou imersas em gluteraldeído ou hipoclorito de sódio.¹⁸ Além disso, também poderão ser limpas em água corrente e imersas em solução desinfectante de etanol a 70% ou peróxido de hidrogénio a 3%, enxaguando, depois, numa solução estéril salina ou secas ao ar ambiente.¹⁹ Todo este processo pode ser moroso e caro, para além de poder danificar a lente. Deste modo, o uso de lentes descartáveis surge como uma alternativa, tendo sido já demonstrado que a qualidade das imagens é semelhante à das lentes tradicionais.²

São poucas as contra-indicações à gonioscopia. Esta não deverá ser realizada em traumas oculares fechados agudos, especialmente na presença de hifema ou hemovítreo. Também não deve ser realizada quando há suspeita de traumas oculares abertos ou de corpos estranhos intra-oculares, sendo nestes casos recomendado o uso do teste de Seidel, ecografia ocular ou tomografia computorizada orbitária. Além disso, o seu uso também é limitado após cirurgias intraoculares penetrantes.³

Apesar de ser o *gold-standard* para a avaliação do ângulo iridocorneano, a goniosocopia é um exame muito dependente do observador e com baixa reprodutibilidade. Recentemente, têm surgidos novos métodos de avaliação do ângulo iridocorneano, com especial ênfase para novos sistemas de goniofotografias, Tomografia de Coerência Óptica (OCT) de câmara anterior e inteligência artificial. As goniofotografias permitem o registo dos achados, sendo que novos sistemas têm sido desenvolvidos, como o EyeCam (Clarity Medical Systems, Pleasanton, CA)²⁰ e o NGS-1 automated gonioscope (NIDEK Co, Gamagori, Japan),²¹ para além de outros protótipos. A assertividade entre os achados gonioscópicos e as goniofotografias para detetar encerramento do ângulo é elevada.²² As imagens obtidas também podem ser usadas para classificar a pigmentação trabecular recorrendo a algoritmos específicos.²³ Porém, esta tecnologia requer contacto ocular, a capacidade de focar a malha trabecular é limitada e a goniosocopia dinâmica não é possível.

O OCT de segmento anterior permite a avaliação tridimensional e em 360º do ângulo, usando o esporão escleral como marco anatómico e tendo a capacidade de avaliar o contacto iridotrabecular.24 Há uma boa correlação na deteção de ângulos encerrados entre OCT e gonioscopia,²⁵ apesar do primeiro tender a sobre-estimar o diagnóstico.²⁶ O desacordo entre os dois exames é mais evidente em câmaras anteriores com profundidades intermédias.²⁷ Com este exame, ao variar as condições locais de luminosidade, é possível diferenciar sinéquias de encerramento aposicional.28 Além disso, este meio permite a avaliação da profundidade e largura da câmara anterior, parâmetros relacionados com o cristalino ou lentes intraoculares, distância de abertura do ângulo, área de recesso angular e área do espaço íris-trabéculo, que nos podem dar mais informação no estudo do ângulo iridocorneano.²⁹⁻³² A partir das imagens obtidas pelo OCT, têm sido desenvolvidos algoritmos pela tecnologia de deep learning e inteligência artificial. Estes algoritmos, que fazem uma avaliação pixel a pixel das imagens recolhidas, têm permitido altas taxas de assertividade na identificação de ângulos encerrados^{33,34} e de fatores predisponentes para o encerramento.³⁵

Outras tecnologias têm sido usadas para compreender melhor o ângulo iridocorneano, como a *scanning laser ophthalmoscopy* (SLO) que, através da sua adaptação a lentes de gonioscopia, permite uma resolução quase celular das estruturas trabeculares, permitindo uma avaliação muito detalhada.³⁶

A gonioscopia, apesar da sua antiguidade, mantém-se um exame único e fundamental que todos os oftalmologistas devem dominar. De forma a extrair toda a informação deste exame, é necessário investir na aprendizagem deste método e na repetição constante da técnica,³⁷ de forma a desenvolver esta competência indispensável para o seguimento de diversas patologias oftalmológicas.

REFERÊNCIAS

- 1 Thomas R, Thomas S, Chandrashekar G. Gonioscopy. Indian J Ophthalmol. 1998; 46:255–261.
- 2 Lee B, Szirth B, Fechtner R, et al. Are Disposable and Standard Gonioscopy Lenses Comparable?. J Glaucoma. 2017;26(4):e157-e159.
- 3 Prokopich C, Flanagan J. Gonioscopy: evaluation of the anterior

chamber angle. Part I. Ophthalmic and Physiological Optics. 1996;16:S39-S42.

- 4 Bruno CA, Alward W. Gonioscopy in primary angle closure glaucoma, Seminars in Ophthalmology, 2002; 17:59-68
- 5 Forbes M. Gonioscopy with corneal indentation. A method for distinguishing between appositional closure and synechial closure. Arch Ophthalmol. 1966;76:488–492.
- 6 Liu L, Ong E, Crowston J. The Concave Iris in Pigment Dispersion Syndrome. Ophthalmology. 2011;118:66-70.
- 7 Kiuchi Y, Kanamoto T, Nakamura T. Double Hump Sign in Indentation Gonioscopy is Correlated With Presence of Plateau Iris Configuration Regardless of Patent Iridotomy. J Glaucoma. 2009; 18:161-164.
- 8 Cracknell K, Grierson I, Hogg P, et al. Melanin in the trabecular meshwork is associated with age, POAG but not Latanoprost treatment. A masked morphometric study. Exp Eye Res. 2006;82:986-993.
- 9 Phelps CD, Asseff CF, Weisman RL, et al. Blood reflux into Schlemm's canal. Arch Ophthalmol. 1972; 88:625631.
- 10 Phelps CD. Arterial anastomosis with Schlemm's canal: A rare cause of secondary openangle glaucoma. Trans Am Ophthalmol Soc 1985; 83:304315.
- 11 American Academy of Ophthalmology. BCSC Section 10, Glaucoma. San Francisco; 2017.
- 12 Cobb C. Exfoliation syndrome angle characteristics: a lack of correlation with amount of disc damage. British Journal of Ophthalmology. 2004; 88:1002-1003.
- 13 Normal Chamber Angle in Newborns and Children. In: The Glaucomas. Springer, Berlin, Heidelberg; 2009; https://doi. org/10.1007/978-3-540-69146-4_12
- Shaffer R. Stereoscopic Manual Of Gonioscopy. St. Louis: Mosby; 1962.
- 15 Spaeth GL. The normal development of the human anterior chamber angle: a new system of descriptive grading. Trans Ophthalmol Soc. 1971; 91:709-39
- 16 Carpel E, Mancera AD, Rowan LL, et al. Full cycle steam sterilization in ophthalmic surgery—the effect of wrapping instruments. Am J Ophthalmol. 2012;153:405–411.
- 17 Rutala WA, Weber DJ. HICPAC. Guideline for disinfection and sterilization in healthcare facilities, 2008. Available at: www.cdc. gov/hicpac/Disinfection_Sterilization/3_1de LaparoArthro.html.
- 18 Volk optical—cleaning and care guide, 2015. Available at: https:// volk.com/pdf/CCG-001-Cleaning-and-Care-Guide.pdf.
- 19 Tyhurst KN, Hettler DL. Infection control guidelines An update for the optometric practice. Optometry 2009; 80:613–620.
- 20 Baskaran M, Perera SA, Nongpiur ME, et al. Angle assessment by eyecam, goniophotography, and gonioscopy. J Glaucoma. 2012; 21:493-497
- 21 Shi Y, Yang X, Marion KM, et al. Novel and semiautomated 360-degree gonioscopic anterior chamber angle imaging in under 60 seconds. Ophthalmol Glaucoma. 2019; 2:215–23.
- 22 Baskaran M, Cheng J, Perera SA, et al. Automated analysis of angle closure from anterior chamber angle images. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2014; 55:7669–73.
- 23 Matsuo M, Pajaro S, De Giusti A, et al. Automated anterior chamber angle pigmentation analyses using 360° gonioscopy. British Journal of Ophthalmology. 2019; 104(5):636-641.
- 24 Porporato N, Baskaran M, Husain R, et al. Recent advances in

anterior chamber angle imaging. Eye. 2019; 34:51-59.

- 25 Lavanya R, Foster PJ, Sakata LM, et al. Screening for narrow angles in the Singapore population: evaluation of new noncontact screening methods. Ophthalmology. 2008; 115:1720–1727.
- 26 Sakata LM, Lavanya R, Friedman DS, et al. Comparison of gonioscopy and anterior segment ocular coherence tomography in detecting angle closure in different quadrants of the anterior chamber angle. Ophthalmology. 2008; 115:769–774.
- 27 Porporato N, Baskaran M, Tun TA, et al. Understanding diagnostic disagreement in angle closure assessment between anterior segment optical coherence tomography and gonioscopy. Br J Ophthalmol. 2019.
- 28 Lai I, Mak H, Lai G, et al. Anterior chamber angle imaging with swept-source optical coherence tomography: measuring peripheral anterior synechia in glaucoma. Ophthalmology. 2013; 120:1144–1149.
- 29 Wang B, Sakata LM, Friedman DS, et al. Quantitative iris parameters and association with narrow angles. Ophthalmology. 2010; 117:11–17.
- 30 Nongpiur ME, He M, Amerasinghe N, et al. Lens vault, thickness, and position in chinese subjects with angle closure. Ophthalmology. 2011; 118:474–479
- 31 Lavanya R, Wong T-Y, Friedman DS, et al. Determinants of angle closure in older singaporeans. Arch Ophthalmol. 2008; 126:686–691.
- 32 Nongpiur ME, Sakata LM, Friedman DS, et al. Novel association of smaller anterior chamber width with angle closure in Singaporeans. Ophthalmology. 2010; 117:1967–1973.
- 33 Fu H, Baskaran M, Xu Y, et al. A deep learning system for automated angle-closure detection in anterior segment optical coherence tomography images. Am J Ophthalmol. 2019; 203:37–45.
- 34 Xu BY, Chiang M, Chaudhary S, et al. Deep learning classifiers for automated detection of gonioscopic angle closure based on anterior segment OCT images. Am J Ophthalmol. 2019; 208:273-280.
- 35 Niwas SI, Lin W, Bai X, et al. Automated anterior segment OCT image analysis for angle closure glaucoma mechanisms classification. Comput Methods Prog Biomed. 2016;130:65–75.
- 36 King BJ, Burns SA, Sapoznik KA, Luo T, Gast TJ. High-resolution, adaptive optics imaging of the human trabecular meshwork in vivo. Trans Vis Sci Tech. 2019;8(5):5
- 37 Feng R, Luk S, Wu C, Crawley L, Murdoch I. Perceptions of training in gonioscopy. Eye. 2019;33(11):1798-1802.

TONOMETRIA

João Paulo Castro Sousa¹, José António Dias² ¹ Centro Hospitalar de Leiria ² Instituto Gama Pinto

A tonometria é a técnica utilizada para medir a pressão intraocular (PIO), sendo uma parte essencial do exame oftalmológico geral, sobretudo na avaliação do risco para o aparecimento e progressão do glaucoma.

A tonometria é uma medição indireta da PIO e baseiase no princípio de que a força necessária para causar um determinado grau de indentação na córnea aumenta linearmente com a resistência da córnea, que é proporcional ao valor da PIO.

A grande maioria dos tonómetros modificam a curvatura da córnea estimando uma força de tensão que é aproximadamente equivalente à pressão em sentido contrario exercida desde o interior do olho, sendo um principio mecânico semelhante ao utilizado para a medição da pressão arterial, onde a medição da tensão sobre a parede arterial permite estimar a pressão intravascular.

Existem diversos equipamentos para quantificar a PIO, devendo ser referido que os valores de PIO obtidos pelos diversos equipamentos não são clinicamente intercambiáveis¹, pelo que um doente deve ser avaliado sempre com o mesmo tipo de tonómetro, nunca esquecendo que a variabilidade das medições deve ser tida em conta.

TONOMETRIA DE APLANAÇÃO DE GOLDMANN

A Tonometria de Aplanação (TAG) continua a ser o *Gold Standard* na avaliação da PIO, tendo sido apresentada em 1950 pelo oftalmologista Hans Goldmann², descrevendo que o funcionamento do aparelho assenta no princípio de Imbert – Fick, ^{3 4} mas a base física real da tonometria é a terceira lei do movimento de Newton: "a toda ação sempre se opõe uma reação igual", ou dito de outra forma, as ações mútuas de dois corpos um sobre o outro são sempre iguais e direcionadas a partes contrárias,⁵ sendo apresentada com a seguinte formula:

Pressão intraocular = Força de contato / Área de contato Esta fórmula pressupõe que a córnea é infinitamente fina, perfeitamente elástica e perfeitamente flexível, mas sabemos que nenhuma destas suposições é verdadeira, pois a córnea tem espessura e oferece resistência quando pressionada. Portanto, na tonometria de Goldmann, as leituras mais aproximadas da realidade são feitas quando uma área de 3,06 mm de diâmetro é aplanada. Neste ponto, as forças opostas da rigidez da córnea e do filme lacrimal são aproximadamente semelhantes (numa córnea normal)



e cancelam-se mutuamente, permitindo que a pressão no olho seja deduzida pela avaliação da força aplicada. As medições da PIO obtidas com o TAG são, por inerência, variáveis. As fontes de variação comuns são, por exemplo:

• Variação diurna

A PIO pode variar entre 3 e 5 mmHg durante um período de 24 horas. Esta variação parece ser maior em doentes com glaucoma, sobretudo naqueles não tratados. Em indivíduos saudáveis a PIO segue um ciclo circadiano, observando-se tipicamente o nível mais alto entre as 8:00 e as 11:00.

Características da córnea

A espessura central da córnea (ECC) é um parâmetro que apresenta grande variabilidade entre indivíduos, sendo considerado como valor médio 540 (+/- 30) m μ . É importante estar ciente de que o TAG (bem como a grande maioria dos outros tonómetros), pode subestimar a PIO em doentes com córneas finas, e sobrestimar a PIO em doentes com córneas espessas.⁶ Outras características da córnea, tais como as propriedades visco-elásticas e a sua curvatura, também podem influenciar a medição da PIO.⁷

Em doentes com antecedentes de cirurgia refrativa seria importante saber a ECC pré-operatória.⁸

Até à data, não foi geralmente aceite nenhum algoritmo de correção da PIO para a ECC, lembrando que a própria ECC parece ser um fator de risco independente para o desenvolvimento e progressão do glaucoma.⁹

- Colarinho/gravata apertados.
- Manobra de Valsava (exalação forçada contra uma via respiratória fechada).
- Suster a respiração durante a avaliação.
- Pressão sobre a pálpebra.
- Má calibração do aparelho¹⁰.

Devido às inúmeras fontes potenciais de variabilidade e de erro, as medições da PIO devem ser repetidas antes de se considerar (ou excluir) um diagnóstico definitivo de PIO elevada ou hipertensão ocular.

Estão disponíveis muitos outros métodos de medição da PIO, alguns dos quais oferecem vantagens em situações específicas. Aqueles mais utilizados na pratica clínica:

TONOMETRIA DE NÃO-CONTACTO/POR JATO DE AR

Porventura o método mais usado em situações de rastreio ou de pré-consulta devido à sua facilidade e rapidez de realização, sem contacto e sem necessidade de anestesia tópica. Este método segue os princípios da tonometria de aplanação, aplanando o ápice da córnea com um sopro de ar. O tempo de exposição é muito curto (muito inferior a um ciclo cardíaco) sendo que este impulso pode ser uma fonte significativa de variabilidade da medição, pelo que o exame deve ser repetido (mínimo 3x) para se encontrar o valor médio. ¹¹



A Sociedade Europeia de Glaucoma (EGS - *European Glaucoma Society*) não recomenda a sua utilização na avaliação de doentes com glaucoma, devido à sua elevada variabilidade.

TONOMETRIA DE CONTORNO DINÂMICO - PASCAL

A tonometria de contorno dinâmico utiliza o princípio da correspondência de contornos (a coaptação entre uma superfície côncava –a córnea- e uma convexa – a ponta do tonometro) em vez da aplanação. O tonómetro PASCAL é instalado no biomicroscópio sendo utilizado de forma semelhante ao TAG. Disponibiliza uma medida digital da PIO, um coeficiente de qualidade do exame e o valor da amplitude de pulso ocular (APO).



Comparativamente à TAG, considera-se ser menos influenciada pela espessura da córnea, mas pode sobrestimar a PIO.¹²

TONOMETRIA POR REBOUND – ICARE

Este método envolve o cálculo da PIO através da desaceleração de uma sonda móvel na córnea. Tem várias vantagens, tais como a sua portabilidade, a sua utilização em doentes pediátricos e não necessitar de anestesia tópica. Comparativamente ao TAG, considera-se ser bem correlacionado, sobretudo em indivíduos com espessura central da córnea próxima da média. ¹³



TONO-PEN XL

O Tono-Pen XL é um tonómetro electrónico de aplanação que tem a vantagem de ser portátil, como tal, pode ser usado em doentes que não se conseguem sentar em frente a um biomicroscópio. Além disso, pode ser útil em doentes com lesões da córnea, ou em córneas edematosas ou irregulares. O valor apresentado é o resultante da média de três medições consideradas válidas, fornecendo resultados semelhantes aos do TAG, sendo menos preciso para valores extremos de espessura da córnea.

É considerado que a sua precisão é boa para a finalidade de exames de triagem.¹⁴



OCULAR RESPONSE ANALYSER (ORA)

Este dispositivo utiliza a tecnologia de jato de ar. Produz uma avaliação da PIO utilizando um sofisticado sistema de controle da pressão exercida e da monitorização da deformação induzida sobre a córnea, sendo menos influenciada pelas características estruturais da córnea do que o TAG. Fornece além do valor da PIO, dados sobre as características biomecânicas da córnea (histerese) que podem ter interesse como um eventual fator de risco para glaucoma.¹⁵

Comparativamente à TAG, considera-se ser menos influenciada pela espessura da córnea, mas pode sobrestimar a $PIO^{.16}$



TONÓMETRO DE PERKINS

O tonómetro de Perkins é um tonómetro de aplanação portátil, manual e com princípios semelhantes ao TAG. Pode ser usado em doentes que não se conseguem sentar em frente a um biomicroscópio ou ser utilizado no bloco operatório.¹⁷



BIBLIOGRAFIA

- Oncel B,Comparison of IOP measurement by ocular response analyzer, dynamic contour, Goldmann applanation, and noncontact tonometry. Eur J Ophthalmol. 2009 Nov-Dec;19(6):936-41
- 2. Stamper, RL. "A history of intraocular pressure and its measurement". Optom Vis Sci. 88: E16-28
- Goldmann H. "Applanation Tonometry". Transactions Second Glaucoma Conference. New York, Josiah Macy, Jr Foundation. 1957
- 4. Markiewitz HH. "The so-called Imbert-Fick Law". AMA Arch. Ophthalmol. 1960; 64:
- 5. "Isaac Newton, The Principia", A new translation by I.B. Cohen and A. Whitman, University of California press, Berkeley 1999.
- 6. Weinreb RN. Primary open-angle glaucoma. Lancet. 2004;363:1711–1720.
- Broman AT. Influence of corneal structure, corneal responsiveness, and other ocular parameters on tonometric measurement of intraocular pressure. J Glaucoma. 2007;16:581–588.
- 8. Chang DH.Change in intra-ocular pressure measurements after Lasik, Ophthalmology2005; 112:1009-1016
- 9. BrandtJ. Central corneal thickness, tonometry, and glaucoma a guide for the perplexed. Can J Ophthalmol 2007;42:562-6
- Sandhu SS. The accuracy of continued clinical use of Goldmann applanation tonometers with known calibration errors. Ophthalmology. 2009;116:9–13.
- Langham ME. A rapid pneumatic applanation tonometer: comparative finndings and evaluation. Arch Ophtalmol 1968;79:389-499
- Andreanos K. Comparison of Goldmann applanation tonometry and Pascal dynamic contour tonometry in relation to central corneal thickness and corneal curvature. Clin Ophthalmol. 2016; 10: 2477–2484.
- Brusini P. Comparison of ICare Tonometer with Goldmann Applanation Tonometer in Glaucoma Patients J Glaucoma 2006;15:213–217
- 14. Iester, M.,. New TonoPen XL: Comparison with the Goldmann tonometer. Eye 15, 52–58 (2001
- Congdon NG, Central corneal thickness and corneal hysteresis associated with glaucoma damage. Am J Ophthalmol. 2006 May;141(5):868–875
- Kaushik S. Ocular Response Analyzer. Curr Glaucoma Pract. 2012 Jan-Apr; 6(1): 17–19.
- 17. Haag-Streit UK. Perkins Hand Held Tonometer. http://www.haagstreituk.com/

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

CURVA TONOMÉTRICA De 24 horas

Teresa Gomes Centro Hospitalar Universitário de Lisboa Centra, departamento de glaucoma

Aos dias de hoje, e apesar da evolução vertiginosa nas últimas décadas dos meios complementares de diagnóstico em oftalmologia, o médico oftalmologista continua a não ter possibilidade de aferir e registar a flutuação da PIO (pressão intraocular) ao longo das 24 horas. Algumas tentativas foram feitas, mas na verdade não existe um método comprovadamente fiável, seguro e que tenha sido incluído nos protocolos de avaliação dos doentes de forma abrangente.

Neste capítulo iremos tentar responder às seguintes questões:

Qual é a importância do registo da PIO ao longo das 24 horas?

Quais os métodos/dispositivos que estão a ser usados ou em perspectiva de serem lançados para a prática clínica?

Qual é a importância do registo da PIO ao longo das 24 horas?

O aumento da PIO, embora tenha desaparecido da definição de Glaucoma, e tenha passado a ser um dos vários mecanismos implicados no aparecimento das alterações estruturais e funcionais irreversíveis do nervo óptico que lhe são características, continua a ser o único factor de risco que conseguimos modelar no sentido de evitar o aparecimento e a progressão destas perdas¹⁻².

Apesar da importância do registo deste parâmetro nas decisões terapêuticas no decurso da doença, sabemos que continuamos a enfrentar imprecisões de leitura devidas a factores relacionados com o método usado (e.g. diferentes tonómetros), com o globo ocular (e.g. espessura da córnea central) e também com o estado geral do doente (e.g. grau de hidratação e posição)³⁻⁴.

Para além destas dificuldades na avaliação pontual do valor da PIO, a inexistência de um método eficaz de registo da sua variação nas 24 horas, impede a percepção da sua flutuação. Tal como acontece com a pressão arterial e a pressão intra-craniana, a PIO tem um comportamento dinâmico. É da interação complexa das flutuações destas diferentes pressões que provavelmente resulta a susceptibilidade e a progressão da lesão do nervo óptico. Muitos são os estudos publicados demonstrando a importância do controlo do valor da PIO no aparecimento e na progressão da lesão glaucomatosa do nervo óptico. Alguns dos grupos envolvidos nestes estudos tentaram perceber o que seria mais determinante em relação ao valor da PIO nas 24 horas: se o valor máximo, se a flutuação ou se a média. Os resultados têm sido muito variáveis e por vezes até divergentes, o que poderá por um lado sugerir que todos estes valores poderão ser importantes, e de alguma forma correlacionados entre si, por outro poderá resultar da inexistência de um método usado de forma sistemática e padronizada para fazer estes registos⁵⁻⁹.

Apesar da discordância de resultados publicados em relação à flutuação da PIO ser ou não um factor de risco independente para o glaucoma, parece ser consensual a necessidade de encontrar uma forma mais completa e rigorosa de aferir o seu valor. As medições tão distantes no tempo e sujeitas a tantas imprecisões, como as que fazemos na prática clínica, parecem ser manifestamente insuficientes, quer para avaliar o risco e assim equacionar a intervenção terapêutica mais adequada, quer para aferir o resultado das nossas intervenções terapêuticas num factor tão determinante como este¹⁰. Seria importante, por exemplo, ter conhecimento do impacto das atividades do dia-a-dia nas alterações da PIO, de modo a aconselhar os doentes em relação à melhor atitude perante a sua doença. Com base no exposto até aqui, podemos afirmar que o registo rigoroso da PIO nas 24 horas é importante. O conhecimento da variação deste parâmetro permite compreender melhor a doença, elaborar perfis circadianos da PIO para cada doente, esboçar planos terapêuticos mais adequados e, por fim, possibilita avaliar o resultado das intervenções médicas ou cirúrgicas realizadas.

Quais os métodos/dispositivos que estão a ser usados ou em perspectiva de serem lançados para a prática clínica?

A PIO flutua durante as 24 horas tanto em indivíduos saudáveis como também em hipertensos oculares ou doentes com glaucoma. Os estudos têm mostrado uma maior flutuação em doentes com glaucoma, sendo ainda maior em certos tipos de glaucoma, designadamente o pseudoexfoliativo e o pigmentar. Há evidência que as leituras de valor mais elevado são registadas durante o período da manhã, das 6.00h às 12.00h, ou durante as horas de sono. Estes achados têm resultado na generalidade do uso da tonometria de *Goldmann* em posição sentada e em alguns casos do uso do tonómetro de *Perkins* em decúbito. Outros tonómetros usados foram o de *Mackay Marg* e a *TonoPen*. Todos os tonómetros até agora referidos permitem apenas registos não contínuos da PIO, o que gera *bias* em relação ao que efetivamente ocorre no dia-a-dia do doente¹¹⁻¹⁵.

A hipótese da auto-tonometria tem sido também utilizada, quer em estudos, quer na prática clínica. Nesta alternativa, as determinações do valor da PIO podem ser bem mais frequentes, embora não espelhem ainda um contínuo de medições. Ainda assim, a informação adicional poderá ajudar o clínico a delinear estratégias e aferir tratamentos. O método *ICare ONE rebound tonometry (RTONE)* tem mostrado boa correlação com os resultados da tonometria de aplanação, pelo menos nos valores menos extremos da PIO. Os utilizadores deste aparelho têm reportado facilidade no seu uso e bom nível de conforto¹⁶⁻¹⁷.

Para conseguir uma monitorização da PIO nas 24 horas e a aquisição de uma curva contínua, à semelhança do que é feito com a pressão arterial, têm sido usadas lentes de contacto com sensor acoplado. A lente de contacto equipada com o sensor SENSIMED Triggerfish (Sensimed AG, Lausanne, Suiça), indicada na Fig.1, é a que tem mais estudos publicados, tendo sido aprovada para uso na prática clínica tanto na Europa como nos Estados Unidos (CE and FDA approved)¹⁸. No entanto, além de dispendioso, este método revelou limitações, sendo a mais relevante não permitir medir o valor real da PIO. Este equipamento estabelece correlações entre as variações da junção córneo-escleral e as variações da PIO, sendo o valor obtido inferido, não o real. Como o uso da lente de contacto durante horas causa por si só alterações na região córneoescleral surgem imprecisões nas leituras. Os resultados são de difícil interpretação e valorização e provavelmente por todas estas razões, este dispositivo não tem sido adotado de forma abrangente na prática clínica. O seu uso em ensaios clínicos originou um conjunto de publicacões que têm auxiliado na caracterização da dinâmica da PIO em diversos contextos. Outras lentes de contacto estão em estudo mas sem resultados publicados.

Mais recentemente surgiu a hipótese de colocar os sensores em implantes intra-oculares. Estes sensores fariam a medição da PIO nas 24 horas e enviariam a informação para um leitor externo. Desta forma as imprecisões de leitura dos tonómetros de superfície seriam ultrapassadas. A introdução de material no globo ocular não é isenta de riscos e deve obrigar a uma ponderação rigorosa do risco/ benefício com base na evidência científica existente. Com o tempo, terá de se perceber melhor se a ajuda destes métodos invasivos no diagnóstico e monitorização do glaucoma vale o risco que o seu uso implica. Damos conta



Fig. 1 Website da Sensimed Triggerfish - Sensimed SA, Lausanne, Suiça



Fig. 2 Website da Implandata Ophthalmic Products GmbH, Hannover, Alemanha



Fig. 3 Website da Injectsense, Emeryville, California, EUA

de duas alternativas, de características diferentes, uma já aprovada para uso na Europa, o *EYEMATE-IO* Fig 2, outra ainda em fase de ensaios e recentemente recebedora de um

Breakthrou Device Program (BDP) pela FDA, o IOP Connect da Injectsense Fig 3.

O EYEMATE-IO é colocado no sulco durante a cirurgia de catarata. Vai na segunda geração e os resultados publicados com a última versão mostram uma boa correlação com a tonometria de aplanação de Goldmann¹⁹. No entanto apresenta algumas desvantagens, tais como a possibilidade de desencadear uma reação inflamatória exuberante (e.g. síndroma <u>U</u>veíte <u>Glaucoma Hifema</u>), a necessidade da realização de um túnel escleral de 5.5-6 mm que induz astigmatismo e aumenta o risco de prolapso da íris, havendo ainda casos descritos que apontam para a necessidade de recalibrar o equipamento após realização de LASER YAG.

O *IOP Connect da Injectsense*, com uma dimensão inferior a um grão de arroz, foi desenvolvido por uma companhia que aposta no uso de mini-sensores para monitorizar vários parâmetros importantes para doenças crónicas, sendo a PIO um deles. Um dos objectivos essenciais desta monitorização à distância seria diminuir o número de consultas presenciais, essencialmente nos doentes mais vulneráveis. Esta aposta em tempo de pandemia tem angariado cada vez mais adeptos e vem ao encontro da implementação de modelos de telemedicina. Não há nada publicado sobre este dispositivo, a ideia é atrativa mas há que ter cuidado em relação ao risco/benefício envolvido. Podem ainda surgir questões relacionadas com a proteção de dados pessoais.

Um outro aspecto a ser investigado nestes dispositivos *wireless* é a possibilidade de interferências com aparelhos electrónicos de uso diário.

Em conclusão diríamos que o método ideal para traçar uma curva tonométrica de 24 horas teria de ser: fiável, não invasivo, sem impacto significativo em termos de tempo para os profissionais de saúde envolvidos e ter um custo comportável. Embora nada do que existe atualmente tenha todas as características evocadas, é nossa convicção que aperfeiçoamentos vão ter de surgir. Se continuarmos a tratar os glaucomas com base exclusivamente na PIO, teremos de tentar ter um completo conhecimento e domínio deste parâmetro.

BIBLIOGRAFIA

- Heijl A., Leske M.C., Bengtsson B., Hyman L., Bengtsson B., Hussein M.: Early Manifest Glaucoma Trial Group reduction of intraocular pressure and glaucoma progression: results from the Early Manifest Glaucoma Trial. Arch Ophthalmol 2002; 120: pp. 1268-1279.
- Nemesure B., Honkanen R., Hennis A., Wu S.Y., Leske M.C.: Barbados Eye Studies Group Incident open-angle glaucoma and intraocular pressure. Ophthalmology 2007; 114: pp. 1810-1815.
- Kotecha A., Crabb D.P., Spratt A., Garway-Heath D.F.: The relationship between diurnal variations in intraocular pressure measurements and central corneal thickness and corneal hysteresis. Invest Ophthalmol Vis Sci 2009; 50: pp. 4229-4236.
- Oltulu R., Satir tav G., Ersan I., Soylu E., Okka M., Zengin N.: The effect of dehydration and fasting on corneal biomechanical properties and intraocular pressure. Eye Contact Lens 2016; 42: pp. 392-394.

- Lichter P.R., Musch D.C., Gillespie B.W., Guire K.E., Janz N.K., Wren P.A., et. al.: CIGTS Study Group Interim clinical outcomes in the collaborative initial glaucoma treatment study comparing initial treatment randomized to medications or surgery. Ophthalmology 2001; 108: pp. 1943-1953.
- Bengtsson B., Heijl A.: Diurnal I.O.P. fluctuation: not an independent risk factor for glaucomatous visual field loss in highrisk ocular hypertension. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 2005; 243: pp. 513-518.
- Medeiros F.A., Weinreb R.N., Zangwill L.M., Alencar L.M., Sample P.A., Vasile C., et. al.: Long-term intraocular pressure fluctuations and risk of conversion from ocular hypertension to glaucoma. Ophthalmology 2008; 115: pp. 934-940.
- Caprioli J., Coleman A.L.: Intraocular pressure fluctuation a risk factor for visual field progression at low intraocular pressures in the advanced glaucoma intervention study. Ophthalmology 2008; 115: pp. 1123-1129.
- De Moraes C.G., Juthani V.J., Liebmann J.M., Teng C.C., Tello C., Susanna R., et. al.: Risk factors for visual field progression in treated glaucoma. Arch Ophthalmol 2011; 129: pp. 562-568.
- Wax M.B., Camras C.B., Fiscella R.G., Girkin C., Singh K., Weinreb R.N.: Emerging perspectives in glaucoma: optimizing 24hour control of intraocular pressure. Am J Ophthalmol 2002; 133: pp. S1-S10.
- Wilensky J.T.: The role of diurnal pressure measurements in the management of open angle glaucoma. Curr Opin Ophthalmol 2004; 15: pp. 90-92.
- 12. Palmberg P.: Answers from the ocular hypertension treatment study. Arch Ophthalmol 2002; 120: pp. 829-830.
- Quaranta L., Konstas A.G.P., Rossetti L., Garcia-Feijoo J., O'Brien C., Nasr M.B., et. al.: Untreated 24-h intraocular pressures measured with Goldmann applanation tonometry vs nighttime supine pressures with Perkins applanation tonometry. Eye (Lond) 2010; 24: pp. 1252-1258.
- Mosaed S., Liu J.H., Weinreb R.N.: Correlation between office and peak nocturnal intraocular pressures in healthy subjects and glaucoma patients. Am J Ophthalmol 2005; 139: pp. 320-324.
- Tarkkanen A., Leikola J.: Postural variations of the intraocular pressure as measured with the Mackay–Marg tonometer. Acta Ophthalmol 1967; 45: pp. 569-575.
- Wilensky J.T., Gieser D.K., Mori M.T., Langenberg P.W., Zeimer R.C.: Self-tonometry to manage patients with glaucoma and apparently controlled intraocular pressure. Arch Ophthalmol 1987; 105: pp. 1072-1075.
- 17. Barbara Cvenkel and Makedonka Atanasovska Velkovska : Selfmonitoring of intraocular pressure using Icare HOME tonometry in clinical practice Clin Ophthalmol. 2019; 13: 841–847.
- Mansouri K., Shaarawy T.: Continuous intraocular pressure monitoring with a wireless ocular telemetry sensor: initial clinical experience in patients with open angle glaucoma. Br J Ophthalmol 2011; 95: pp. 627-629.
- Choritz L., Mansouri K., Van den Bosch J., Weigel M., Dick H.B., Wagner M., et. al.: Telemetric measurement of intraocular pressure via an implantable pressure sensor—12-month results from the ARGOS-02 Trial. Am J Ophthalmol 2020; 209: pp. 187-196.

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

TONOGRAFIA

José Cotta Centro Hospitalar Universitário S. João

Nos anos 50, na sequência de estudos sobre a avaliação da dinâmica do humor aquoso e a medição da tensão ocular, e conhecendo o efeito que se obtinha com a massagem précirurgica do globo ocular na sua tensão / volume, numa época em que era utilizado o tonómetro de indentação de Schiotz para avaliação da tensão ocular, Morton Grant¹ desenvolve uma nova técnica de estudo do glaucoma : a tonografia.

A tonografia permitia assim a avaliação do fluxo de escoamento do humor aquoso e sua importância na evolução da neuropatia glaucomatosa. Depois de múltiplos estudos envolvendo tensão ocular inicial e final, efeito no volume da indentação pelo tonómetro, rigidez corneana e escleral chegou-se à equação

C= Δ V / T (Pm-Po) em que:

C – coeficiente de facilidade de escoamento / Δ V – volume escoado / T – tempo de prova / Pm – média de pressões registadas na prova / Po –pressão inicial aumentada de 1,25mm

A execução prática desenvolveu-se por um processo em que quer pela aplicação de um peso constante sobre a córnea ao longo de 4 minutos (no método mais corrente) quer por um tonómetro de Schiotz ou com tonógrafo electrónico [tal como o Berkley, que esteve em uso no H. S. João (Fig. 1)], que possuía uma sonda aplicada sobre a córnea e permitia obter um traçado gráfico [que idealmente seria regular (Fig. 2)], cujo declive traduzia o maior ou menor escoamento. Isto permitia a avaliação do coeficiente de drenagem. A execução do exame pressupunha uma técnica apurada de preparação do doente, estabilidade e bom manuseamento do tonómetro sobre o olho do paciente e colaboração deste, pelo que a valorização dos resultados foi sempre problemática².

Como elemento do estudo do glaucoma considerava-se que um valor de C igual ou superior a 0.25 correspondia ao normal e valores inferiores traduziam deficit no escoamento. Porém, era possível a sobreposição de indivíduos normais e glaucomatosos com valores inferiores a 0.25. Tal como os vários métodos de estudo do glaucoma que surgiram posteriormente, os resultados com 100% de sensibilidade e 100% de especificidade não eram possíveis de obter, mas ainda assim fornecia uma uma orientação clínica valiosa. A evidência de um registo com bom declive apontava para um prognóstico favorável, mesmo perante tensões aparentemente elevadas. A importância clinica da tonografia foi sempre largamente contestada³ principalmente com base nas seguintes razões: tempo e dificuldade de execução, influência da tonicidade corneana ou escleral, efeito da drenagem venosa episcleral e a possível existência de situações de hiperprodução de aquoso. A sua utilização desaparece, mesmo em ambiente de estudo, durante os anos 90.



Fig. 1- Fotografia do aparelho de tonografia que esteve em uso no serviço de Oftalmologia do Hospital de S João.



Fig. 2 – Exemplo de um traçado de um exame tomográfico

BIBLIOGRAFIA

- Grant, W. M. Clinical measurements of aqueous flow Arch. Ophthalmol. 46:113 1951
- Becker / Schaffer (Kolker/Hetherington Jr) Diagnóstico e tratamento do Glaucoma 1975
- 3. Alain Béchetoille Glaucomes 1987

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

OCT GLAUCOMA

João Barbosa Breda Centro Hospitalar Universitário de São João Faculdade de Medicina da Universidade do Porto

■ INTRODUÇÃO

A tomografia de coerência óptica (OCT) utiliza meios ópticos para obter imagens "histológicas" in vivo de várias estruturas do olho com elevada resolução. Para mais informação sobre os princípios teóricos da tecnologia ver o capítulo "OCT" na secção de retina. A introdução desta tecnologia na prática clínica em Oftalmologia permitiu que a avaliação estrutural num doente com glaucoma (designação que para o efeito deste capítulo inclui todas as condições do espectro do glaucoma, nomeadamente suspeita de glaucoma ou hipertensão ocular) se tornasse mais objetiva, com medidas quantificáveis e reprodutíveis do disco óptico, da camada de células nervosas peripapilares (doravante denominada RNFL) e da espessura de diferentes parâmetros na área macular. Antes do OCT já existiam outras tecnologias de avaliação estrutural objetiva, nomeadamente o Heidelberg Retina Tomograph (que utiliza confocal scanning laser ophthalmoscopy) e o GdX (que utiliza scanning laser polarimetry; produto descontinuado). Uma revisão sistemática da Cochrane revelou que as três tecnologias têm uma capacidade diagnóstica similar¹. No entanto, o OCT conseguiu tornar-se a tecnologia mais aceite entre os pares para avaliação estrutural, fornecendo informações sobre a RNFL, parâmetros maculares e parâmetros do disco óptico simultaneamente com elevada fiabilidade e reprodutibilidade².

A avaliação estrutural com OCT é essencial para a avaliação diagnóstica e do prognóstico de doentes com glaucoma, tendo um papel especialmente relevante nas fases iniciais da doença. As alterações estruturais podem preceder o dano funcional identificável na perimetria computorizada^{3, 4}, e há doentes com glaucomas ligeiros que mostram sinais de progressão apenas em parâmetros estruturais (glaucoma pré-perimétrico)⁵. Em glaucomas avançados/terminais, o OCT perde alguma utilidade visto que se atinge o chamado *floor effect*, a partir do qual a progressão funcional não conduz a alterações correspondentes nos exames estruturais, uma vez que estes já não têm capacidade de discernir essas diferenças, medindo apenas o tecido da retina que permanece inalterado durante a progressão do glaucoma (sobretudo células gliais e vasos)⁶.

■ INTERPRETAÇÃO

Neste momento a grande maioria dos colegas utiliza

sistemas spectral-domain (SD) ou swept-source (SS), pelo que o capítulo não irá entrar em detalhes sobre sistemas timedomain. Os aparelhos mais utilizados na prática clínica em Portugal são o Spectralis[®] (Heidelberg Engineering) e o Cirrus[®] (Zeiss), sendo o texto que se segue sobretudo focado nestes dois aparelhos. No entanto, existem outros disponíveis no mercado que fornecem análises idênticas às que serão discutidas [eg. Avanti[®] (Optovue), Triton[®] (TopCon), Revo[®] (Optopol)].

Existem três grandes grupos de parâmetros que podem ser avaliados: os relativos à **RNFL**, os de caracterização do **disco óptico ou cabeça do nervo óptico** e os de **espessura macular**.

A espessura da **RNFL** é obtida em ambos os sistemas num anel de 3.46 milímetros de diâmetro em redor do disco óptico (distância que revelou ser mais reprodutível)⁷.

No Cirrus (Figura 1), a informação sobre a RNFL é obtida através de um cubo centrado no disco óptico (*optic disc cube* 200x200), que corresponde a um quadrado de 6mm^2 (metodologia similar é usada também nos sistemas TopCon e Optovue).

Esta análise permite obter um mapa de espessura da RNFL e o mapa de desvio da RNFL (Figura 1D e 1E), que corresponde a um mapa topográfico e à respetiva distribuição probabilística (em relação à base de dados normativa), respetivamente. Já foi demonstrado que o mapa topográfico aumenta a sensibilidade diagnóstica em comparação com o scan circular, ao fornecer maior detalhe topográfico⁸. Além disso, neste mapa podem identificarse artefactos de aquisição, como movimento ocular (identificado como linhas horizontais de desalinhamento, com quebra no trajecto dos vasos), áreas não adquiridas (visíveis como mancha pretas de limites bem definidos) e floaters vítreos (visíveis como mancha cinzentas de limites mal definidos). O mapa topográfico utiliza as cores amarelo e vermelho para áreas de maior espessura e o verde e azul para áreas de menor espessura, e não é avaliado de acordo com a base de dados normativa. Por sua vez, o mapa de desvios, apresentado logo abaixo, apresenta a avaliação da espessura em cada pixel em relação à base de dados normativa, e utiliza as cores amarelo ou vermelho consoante a espessura nesse local está entre o percentil 1 e 5 (amarelo) ou abaixo do percentil 1 (vermelho) da população normal.

Além destes mapas, a espessura da RNFL é calculada pelo sistema operativo no anel de 3.46 milímetros em redor do



Fig. 1 – Sistema Cirrus. Exemplo de um utente de sexo masculino com glaucoma primário de ângulo aberto. A. Mapa topográfico de espessura conjunta da camada de células ganglionares e plexiforme interna (CGIPL); B. Mapa de desvio da CGIPL de acordo com análise probabilística da base de dados normativa; C. Análise da espessura média e mínima da CGIPL e também em 6 sectores com análise de acordo com a base de dados normativa; D. Mapa topográfico de espessura da RNFL; E. Mapa de desvio da RNFL de acordo com análise probabilística da base de sepessura da RNFL; E. Mapa de desvio da RNFL de acordo com análise probabilística da base de dados normativa; F. Espessura média global da RNFL e análise de simetria interocular da mesma, e parâmetros da cabeça do nervo óptico (área do anel neuroretiniano (e seu respectivo perfil de espessura por baixo da caixa), área do disco, rácio escavação/disco médio e vertical, e volume da escavação); G. Perfil da espessura da RNFL disposto segundo estilo TSNIT e sobreposto a avaliação probabilística da espessura média da RNFL por quandrantes (4) e sectores (12) de acordo com a base de dados normativa.

disco. Esta análise permite a avaliação do perfil de espessura, representada no estilo TSNIT (temporal-superior-nasalinferior-temporal), assim como a espessura média e a avaliação setorial em 4 quadrantes (temporal, superior, nasal e inferior), e em 12 sectores (de acordo com as horas do relógio) (Figura 1G).

Por sua vez, o Spectralis (Figura 2) recolhe a informação relativa à espessura da RNFL através de um scan circular em redor do disco, em vez da reconstrução através de vários scans horizontais utilizada no sistema Cirrus. Além disso, o sistema Spectralis introduziu também a medição da RNFL em 3 anéis concêntricos centrados no limite da membrana de Bruch, chamado de *Bruchs membrane opening* (BMO); estes anéis têm 3.46, 4.1, e 4.7 mm de diâmetro (Figura 2A).

Este método permite também a avaliação do valor médio para a espessura da RNFL, perfil de espessuras TSNIT (Figura 2D), assim como valores sectoriais, que no Spectralis, além dos 4 quadrantes, inclui também a distribuição em 6 sectores (de acordo com Garway-Heath; Figura 2C), dividindo os quadrantes superior e inferior em dois sectores cada, o que permite uma melhor correlação entre estrutura e função.

Todos os parâmetros referidos (espessura média, por

quadrante e por sector) são avaliados em relação a uma base de dados normativa, indicando qual a probabilidade de as espessuras medidas serem normais. Em ambos os sistemas é usada uma escala de 4 cores: vermelho (fora dos *limites do normal*) quando é igual ou inferior ao percentil 1 da população normal; amarelo (borderline), quando está entre o percentil 1 e o percentil 5 da população normal; verde (dentro dos limites do normal), quando está entre o percentil 5 e o percentil 95 da população normal; branco (acima dos valores considerados normais), quando acima do percentil 95 da população normal. Apesar de ambos os sistemas utilizarem o mesmo esquema de cores para a avaliação probabilística, é importante referir que as bases de dados normativa são específicas de cada um dos sistemas e são ajustadas para a idade, o que é importante dado que o valor de RNFL diminui com a idade, mesmo na ausência de patologia. Além disso, alguns sistemas podem ter um número diferente de categorias de probabilidade, sendo relevante averiguar qual a probabilidade associada a cada uma para uma correta interpretação do exame.

A avaliação da RNFL pode ser dificultada em diversas situações clínicas. Alguns exemplos são a presença de uma área extensa de atrofia peripapilar (que atravesse os diversos anéis onde a medição é realizada), fibras de mielina



Fig. 2 – Sistema Spectralis. Exemplo de um utente do sexo masculino de 35 anos com pressão intraocular não tratada de 35 mmHg em ambos os olhos e história familiar de glaucoma. A. Três anéis concêntricos de medição da RNFL, com a marcação do eixo fóvea-disco; B. B-scan para avaliação da anatomia e segmentação; C. Análise da espessura média da RNFL e por sectores (6, de acordo com Garway-Heath)) de acordo com a base de dados normativa; D. Perfil da espessura da RNFL disposto segundo estilo TSNIT e sobreposto a avaliação probabilística de acordo com base de dados normativa; E. Avaliação da espessura mínima do anel neuroretiniano (BMO-MRW) colorida de acordo com análise probabilística; F. Avaliação macular, onde se apresenta à esquerda uma análise da camada de células ganglionares (cima esquerda, mapa de espessura; baixo esquerda tomograma B-scan foveal; meio cima mapa de desvios de acordo com análise probabilística) e à direita uma análise da espessura total da retina; G. Apresentação conjunta da análise sectorial do BMO-MRW e da RNFL; H. Campo visual do olho direito Humphrey SITA Standard 24-2 que revela um defeito de sensibilidade central correspondente ao defeito apenas presente na camada de células ganglionares.

peripapilares, discos atípicos, ou tracção vítreo-papilar (que pode aumentar falsamente a espessura da RNFL).

Todos os sistemas fornecem algum tipo de parâmetro da cabeça do nervo óptico. O sistema Cirrus apresenta a área do anel neuroretiniano (e seu respectivo perfil de espessura), área do disco, rácio escavação/disco médio e vertical, e volume da escavação (Figura 1F). A avaliação probabilística destes parâmetros é corrigida para a idade e tamanho do disco óptico (não fornece avaliação se o disco for maior que 2,5mm² ou menor que 1.33mm²). Recentemente, o sistema Spectralis começou a fornecer um parâmetro denominado de espessura mínima do anel neuroretiniano (Bruchs membrane opening – minimum rim width, BMO-MRW; Figura 2E). A medição da espessura mínima é feita de forma perpendicular à orientação dos axónios, conseguindo assim ajustar-se à diversidade de orientações possíveis destas fibras. Este parâmetro ganha especial relevo em olhos míopes ou com variantes anatómicas da cabeça do nervo óptico. O sistema Spectralis fornece depois valores de espessura média e sectorial, fornecendo sempre uma avaliação da probabilidade em relação à base de dados normativa (ajustada para a idade e área do BMO), através do sistema de cores já mencionado (Figura 2G). Diferentemente do Cirrus, este sistema corrige as avaliações sectoriais em relação ao eixo fóveadisco, o que pode ser relevante dado que este pode variar bastante entre indivíduos⁹.

Neste momento, nenhum dos sistemas fornece automaticamente dados sobre a lâmina crivosa, sendo necessário medições manuais para os obter.

Existe ainda controvérsia sobre a superioridade destes parâmetros em relação à RNFL ou aos parâmetros maculares. No entanto, são bastante úteis no diagnóstico diferencial com outras patologias. Por exemplo, casos de neuropatia não glaucomatosa podem resultar em diminuição da RNFL e parâmetros maculares, com parâmetros da cabeça do nervo óptico dentro ou próximos dos limites do normal.

A avaliação de **parâmetros maculares** é relevante dado que cerca de 50% das células ganglionares se encontram nesta área¹⁰. Esta abundância é responsável pelo facto da camada de células ganglionares (CGL) corresponder a cerca de 30 a 35% da espessura total da retina nesta área¹¹ (Figura 2F, ver tomograma), o que permite uma detecção precoce do dano das células ganglionares.

A avaliação macular foi o último dos parâmetros a ganhar popularidade no estudo do glaucoma, uma vez que os sistemas mais antigos não conseguiam segmentar as camadas da retina com qualidade. Além disso, a área macular tem um uma representatividade muito baixa nos protocolos mais usados de perimetria estática computorizada¹², o que faz com que muitas vezes defeitos presentes apenas nesta área não sejam sinalizados até se pedir uma exame com maior detalhe [eg. Humphrey Field Analyzer (HFA) 10-2].

Vários sistemas avaliam combinações diferentes de camadas. O Cirrus apresenta valores para a CGL combinada com a plexiforme interna (*CGL+IPL*). Este

parâmetro é avaliado com um mapa de espessuras (Figura 1A) e respetivo mapa de desvio (Figura 1B), espessura média em 6 setores, espessura média e espessura mínima (Figura 1C). Outros sistemas como o Optovue apresentam valores para o complexo de células ganglionares (ganglion cell complex, GCC), que inclui as anteriores conjuntamente com a RNFL (RNFL+GCL+IPL). Finalmente, o sistema Spectralis apresenta o posterior pole assimetry analysis, que mede a espessura total da retina num quadrado de 8mm², apresentando uma comparação entre as metades superior e inferior (relevante dado que o dano glaucomatoso começa mais frequentemente inferiormente; uma análise similar ao Glaucoma Hemifield Test do HFA) e também uma comparação entre os dois olhos. Mais recentemente, este sistema apresenta também uma base de dados normativa para as várias camadas maculares referidas acima, podendo combinar-se diferentes camadas (Figura 2F).

A avaliação macular tem a vantagem de não estar dependente da anatomia do nervo óptico, sendo extremamente útil, por exemplo, em casos de miopia e discos atípicos. No entanto, caso haja doenças concomitantes da retina (eg. retinopatia diabética, membrana epiretiniana, degenerescência macular da idade), esta análise poderá ser menos útil na avaliação de doentes com glaucoma.

O ideal na avaliação de doentes com glaucoma parece ser uma combinação dos 3 tipos de parâmetros (RNFL, cabeça do nervo óptico e mácula), dado que cada um tem vantagens e desvantagens como descrito acima e o dano glaucomatoso pode ser primeiro identificável em qualquer um deles¹³. Os 3 tipos de parâmetros permitem uma avaliação longitudinal e análise de progressão. Este tópico não será abordado neste capítulo dada a complexidade do mesmo.

A avaliação da qualidade dos scans é um parâmetro de relevo, dado que pode influenciar todos os resultados apresentados^{14, 15}. No Cirrus esta varia de 0 a 10, sendo considerados adequados exames com qualidade \geq 6; no Spectralis varia de 0 a 40, sendo considerados adequados exames com qualidade \geq 20. Além deste valor quantitativo, é de extrema importância avaliar o scan de aquisição para perceber se há uma segmentação adequada e se há interrupções ou cortes na imagem obtida, e avaliar a imagem en-face para ver se há artefactos de movimento, interrupções grosseiras ou opacidades de meios que possam enviesar os resultados. Caso surja algum valor de espessura de RNFL < $30\mu m$ deve sempre avaliar-se a segmentação, uma vez que esse valor já está perto do *floor* effect, a partir do qual já não é possível detectar alterações na RNFL, medindo-se apenas o tecido não-neural.

Além do que já foi referido relativamente a artefactos e avaliação da qualidade da aquisição, é necessário referir que outras patologias ou alterações anatómicas podem introduzir artefactos que podem simular dano glaucomatoso ou dificultar a avaliação, sendo essencial uma correlação com a avaliação fundoscópica e avaliação clínica. Exemplos disso são as oclusões venosas, o laser retiniano, a neuropatia óptica isquémica anterior e as fibras de mielina.
OUTRAS MODALIDADES DE OCT

É importante referir que o OCT angiografia (OCTA) parece ter uma capacidade diagnóstica superior em determinadas fases da neuropatia glaucomatosa, sobretudo em fases avançadas, quando o OCT *standard* atinge o referido *floor effect*^{16, 17}.

O OCT de segmento anterior parece ter cada vez mais utilidade na avaliação de doentes com glaucoma. Entre outros, tem utilidade na avaliação de doentes do espectro de ângulo fechado e na avaliação do pós-operatório cirúrgico, permitindo obter detalhes sobre vesículas de filtração, dispositivos de drenagem e vias de drenagem de humor aquoso.

BIBLIOGRAFIA

- Michelessi M, Lucenteforte E, Oddone F, et al. Optic nerve head and fibre layer imaging for diagnosing glaucoma. *Cochrane Database Syst Rev* 2015;CD008803.
- 2. Sehi M, Greenfield DS. Assessment of retinal nerve fiber layer using optical coherence tomography and scanning laser polarimetry in progressive glaucomatous optic neuropathy. *American journal of ophthalmology* 2006;142:1056-1059.
- Kuang TM, Zhang C, Zangwill LM, Weinreb RN, Medeiros FA. Estimating Lead Time Gained by Optical Coherence Tomography in Detecting Glaucoma before Development of Visual Field Defects. *Ophthalmology* 2015;122:2002-2009.
- Sommer A, Katz J, Quigley HA, et al. Clinically detectable nerve fiber atrophy precedes the onset of glaucomatous field loss. *Arch Ophthalmol* 1991;109:77-83.
- Zhang X, Dastiridou A, Francis BA, et al. Comparison of Glaucoma Progression Detection by Optical Coherence Tomography and Visual Field. *American journal of ophthalmology* 2017;184:63-74.
- 6. Asrani S, Essaid L, Alder BD, Santiago-Turla C. Artifacts in spectral-domain optical coherence tomography measurements in glaucoma. *JAMA Ophthalmol* 2014;132:396-402.
- Schuman JS, Pedut-Kloizman T, Hertzmark E, et al. Reproducibility of nerve fiber layer thickness measurements using optical coherence tomography. *Ophthalmology* 1996;103:1889-1898.
- Leung CK, Lam S, Weinreb RN, et al. Retinal nerve fiber layer imaging with spectral-domain optical coherence tomography: analysis of the retinal nerve fiber layer map for glaucoma detection. *Ophthalmology* 2010;117:1684-1691.
- Mwanza JC, Lee G, Budenz DL. Effect of Adjusting Retinal Nerve Fiber Layer Profile to Fovea-Disc Angle Axis on the Thickness and Glaucoma Diagnostic Performance. *American journal of ophthalmology* 2016;161:12-21 e11-12.
- Curcio CA, Allen KA. Topography of ganglion cells in human retina. *J Comp Neurol* 1990;300:5-25.
- 11. Wu H, de Boer JF, Chen TC. Reproducibility of retinal nerve fiber layer thickness measurements using spectral domain optical coherence tomography. *J Glaucoma* 2011;20:470-476.
- De Moraes CG, Hood DC, Thenappan A, et al. 24-2 Visual Fields Miss Central Defects Shown on 10-2 Tests in Glaucoma Suspects, Ocular Hypertensives, and Early Glaucoma. *Ophthalmology* 2017;124:1449-1456.

- Dong ZM, Wollstein G, Schuman JS. Clinical Utility of Optical Coherence Tomography in Glaucoma. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2016;57:OCT556-567.
- Huang J, Liu X, Wu Z, Sadda S. Image quality affects macular and retinal nerve fiber layer thickness measurements on fourier-domain optical coherence tomography. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging* 2011;42:216-221.
- Rao HL, Addepalli UK, Yadav RK, Senthil S, Choudhari NS, Garudadri CS. Effect of scan quality on diagnostic accuracy of spectral-domain optical coherence tomography in glaucoma. *American journal of ophthalmology* 2014;157:719-727 e711.
- Van Melkebeke L, Barbosa-Breda J, Huygens M, Stalmans I. Optical Coherence Tomography Angiography in Glaucoma: A Review. *Ophthalmic Res* 2018;1-13.
- 17. Bekkers A, Borren N, Ederveen V, et al. Microvascular damage assessed by optical coherence tomography angiography for glaucoma diagnosis: a systematic review of the most discriminative regions. *Acta ophthalmologica* 2020.

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

PERIMETRIA ESTÁTICA COMPUTORIZADA

António B. Melo Centro Hospitalar Universitário S. João, Faculdade de Medicina da Universidade do Porto

■ INTRODUÇÃO

O estudo do campo visual (CV) é o segundo exame mais utilizado para a avaliação da função visual, a seguir à medição da acuidade visual, sendo a perimetria estática computorizada (PEC), actualmente, a técnica mais utilizada para o testar, tendo particular interesse no diagnóstico e na avaliação da progressão do glaucoma, assim como em patologias neuro-oftalmológicas.

Na PEC, procura-se avaliar o CV do paciente com base na determinação dos limiares de sensibilidade retiniana, através da projeção de estímulos luminosos com intensidade progressivamente menor, em localizações prédefinidas pelo perímetro, de acordo com o teste escolhido. O paciente é instruído para manter a fixação central, e assinalar a observação de outros estímulos, premindo o botão de um comando conectado ao aparelho. O técnico que explica e monitoriza a realização do exame tem um papel fundamental na obtenção de uma PEC fiável.

Apesar dos princípios básicos da PEC se aplicarem a quase todos os perímetros actualmente comercializados, a perimetria que serviu de base à realização deste capítulo é a realizada pelo perímetro Humphrey Field Analyser (HFA, Carl Zeiss Meditec Inc, Dublin, CA). Por outro lado, constituindo o diagnóstico e *follow-up* do glaucoma as mais frequentes indicações para a realização deste exame, será dada particular atenção a esta patologia e aos testes e estratégias mais frequentemente usados nestes pacientes.

O EXAME E SUA INTERPRETAÇÃO

Limiar de sensibilidade - Com a realização de uma PEC pretende-se determinar o limiar de sensibilidade (estímulo de intensidade mínima visto pelo paciente) para cada ponto do CV. A estimativa deste limiar é apresentada em decibéis (dB), que correspondem a unidades de atenuação do estímulo luminoso. Desta forma, quanto maior o número apresentado em decibéis, menor é a intensidade do estímulo observado. No caso do HFA, o estímulo máximo do aparelho (10000 apostilbs) corresponde assim a 0 dB. O limiar de sensibilidade determinado para cada ponto é influenciado por diversos factores, entre eles o tamanho, duração e cor do estímulo projectado, assim como a iluminação *background* do perímetro, que devem ser prédeterminados e não variar de exame para exame no mesmo paciente. Geralmente, o estímulo utilizado é branco, sobre fundo branco, de tamanho III (4 mm²) e com a duração de 200 ms. Devem ser também corrigidos, através da utilização de lentes, os erros refractivos dos pacientes, assim como, se necessário, colocada a adição para perto de acordo com a idade. Se tal não for tido em conta, poderá verificar-se uma diminuição generalizada da sensibilidade.

Programas e estratégias – Existem dois tipos básicos de teste na avaliação do CV na PEC: limiar e supra-limiar.

Os testes supra-limiares apenas determinam se a sensibilidade num determinado ponto do campo visual é maior ou menor que um valor pré-definido pelo aparelho. Apesar de estes testes serem geralmente feitos com maior rapidez, e de poderem ter algum interesse na realização de rastreios, têm actualmente uma utilidade limitada na prática clínica.

Nos testes do tipo limiar, é determinado o limiar de sensibilidade para cada ponto testado. Os perímetros podem fazê-lo através de várias estratégias, mas o aparecimento, em 1997, da estratégia SITA (*Swedish Interactive Threshold Algorithm*), com as suas vantagens face às estratégias até então utilizadas (*Full-Threshold, Fast-Threshold,* FASTPAC), nomeadamente a redução do tempo de teste, sem prejuízo da sua reprodutibilidade e capacidade diagnóstica, fez com que estas caíssem em desuso.¹

Na estratégia SITA-Standard são utilizados métodos de inteligência artificial para fazer uma estimativa do limiar de sensibilidade para cada ponto testado, com base num modelo de CV que tem em conta dados perimétricos de indivíduos com a mesma idade do paciente a ser testado, quer normais quer com glaucoma. A intensidade do estímulo a apresentar em cada ponto tem adicionalmente em consideração todas as respostas que o paciente vai dando, sendo assim adaptada de forma dinâmica no decorrer do exame. Depois de determinada a sensibilidade foveal, os limiares são determinados em quatro localizações primárias, uma em cada quadrante, distando 9° dos meridianos vertical e horizontal. Os pontos adjacentes são posteriormente testados e assim sucessivamente.

O limiar de sensibilidade de cada ponto é calculado da seguinte forma: é apresentado um estímulo com a intensidade correspondente ao valor do limiar de sensibilidade que é mais provável para cada ponto. Se o paciente assinalar ter visto esse estímulo, são apresentados estímulos progressivamente menos intensos, em intervalos de 4 dB, até que o paciente deixe de ver. Seguidamente, são apresentados estímulos progressivamente mais intensos, em intervalos de 2dB, até que o paciente assinale novamente ter visto o estímulo, sendo este considerado o limiar de sensibilidade daquele ponto. No caso de o paciente não ver o estímulo inicialmente apresentado, a determinação do limiar de sensibilidade é realizada da mesma forma, mas no sentido inverso.

A estratégia SITA-Fast é ainda mais rápida que a estratégia SITA-Standard, e foi desenvolvida com base nos mesmos algoritmos que a estratégia FASTPAC. Apesar de permitir fazer um teste muito rápido, tem interesse sobretudo em doentes em que se verifique um efeito pronunciado da fadiga no resultado do exame, ou que sejam pouco colaborantes, uma vez que parece ter uma reprodutibilidade e uma capacidade diagnóstica inferiores, quando comparada com a estratégia SITA-Standard.²

Os testes 30-2 e 24-2 são os testes mais frequentemente utilizados. No teste 30-2 é pesquisada a sensibilidade de 76 pontos separados de 6° entre si, nos 30° centrais do CV. A diferença para o teste 30-1 (muito raramente utilizado), reside no facto de, neste último, serem testados pontos que coincidem com os meridianos vertical e horizontal, enquanto que no teste 30-2 são testados pontos que estão acima ou abaixo da linha horizontal (o que tem mais interesse no diagnóstico do glaucoma), e à esquerda ou à direita da linha vertical (o que tem mais interesse no diagnóstico de defeitos de campo provocados por lesões que afectem a via óptica posterior). O teste 24-2 elimina os pontos mais periféricos do teste 30-2, com a excepção dos 2 pontos mais nasais (que são muitas vezes afectados precocemente no glaucoma), sendo assim examinados apenas 54 pontos, o que permite encurtar o tempo de realização do exame, reduzindo o efeito da fadiga no seu resultado, sem que haja uma perda significativa na sua capacidade diagnóstica.

Quando se pretende estudar a parte mais central do CV, pode ser utilizado o teste 10-2, em que são testados 68 pontos nos 10° centrais, distando 2° entre si. Este teste pode ser utilizado na avaliação de patologias retinianas que afectem a mácula, e nos casos de glaucoma avançado (Figura 1). Classicamente, considerava-se que o dano glaucomatoso não atingia o campo central até uma fase muito tardia da sua evolução. Actualmente, no entanto, considera-se que no glaucoma os 10° centrais são atingidos em estadios mais precoces.³⁻⁵ Na sua última versão, o HFA permite a utilização de uma nova estratégia, denominada SITA-Faster, que, para além de reduzir ainda mais o tempo de teste, permite avaliar, no seu programa 24-2C, 10 pontos da grelha do teste 10-2, para além dos 54 pontos do teste 24-2. Estes 10 pontos centrais adicionais são distribuídos, de forma não simétrica, no hemi-campo superior e inferior, de forma a detectar defeitos provocados por perda de fibras nervosas mais comummente afectadas no glaucoma (Figura 2).^{6,7}

Interpretação do print-out (Figura 3)

Índices de fiabilidade – A análise dos resultados de um



Fig. 1: Olho direito de uma paciente com glaucoma avançado. A - PEC 24-2 SITA-standard; já não são apresentados os gráficos do modelo do desvio, o que limita a comparação dos exames durante o follow-up. B – Passaram a ser testados apenas os 10 graus centrais do CV, através do programa 10-2 SITAstandard.

exame perimétrico deve ser validada só depois de verificada a sua fiabilidade. Existem três formas de avaliar a fiabilidade de um exame perimétrico: através da análise do número de respostas falso-negativas, falso-positivas e das perdas de fixação. Estes índices são apresentados, juntamente com a duração do exame e a sensibilidade foveal, no canto superior



Fig. 2: O novo SITA-faster 24-2C. A azul, os 10 pontos centrais acrescentados ao programa 24-2 (https://www.zeiss.com/meditec/us/product-portfolio/ perimetry/humphrey-visual-field-analyzer-3-with-sita-faster.html).



Fig. 3: Um exame de campo visual sem alterações de relevo. Foi realizado o programa 24-2 e utilizada a estratégia SITA-standard. Exame com bons índices de fiabilidade. No gráfico do gaze-tracker, apresentado inferiormente, pode observar-se alguma instabilidade da fixação no início, mas que melhorou com o decorrer do exame.

esquerdo do print-out da análise de campo único.

 Falsos negativos (FN): a taxa de FN traduz a tendência do paciente para não assinalar a observação de um estímulo supra-limiar (9 dB mais intenso), num local em que o limiar já foi previamente determinado; geralmente consideram-se fiáveis apenas os exames com taxas de FN inferiores a 30%, mas é frequente encontrarmos valores mais elevados em pacientes com perda de campo visual, e tal pode não corresponder a uma perda da fiabilidade do exame, pelo que a sua interpretação deve ser feita com cuidado;

- Falsos positivos (FP): a taxa de FP mede a tendência do paciente para carregar no botão do comando, quando nenhum estímulo foi apresentado; se for superior a 15% pode limitar a validade do exame;
 - Perdas de fixação (PF): existem três formas de se avaliar se o paciente está a olhar correctamente para o estímulo de fixação central, durante a realização do exame: 1) Através da apresentação, ao longo do teste, de estímulos na mancha cega (que é localizada no início do exame) (método de Heijl-Krakau); uma taxa de PF superior a 20% pode traduzir uma falta de colaboração para a realização do exame, mas pode também traduzir um erro na determinação da mancha cega, ou um incorrecto posicionamento da cabeça do paciente durante o exame; 2) através do gaze-tracker, que avalia de forma contínua, e ao longo de todo o exame, a fixação do doente; a monitorização da fixação é apresentada sob a forma de um gráfico na parte inferior do print-out, em que uma deflexão positiva corresponde a um desvio da fixação (tanto maior quanto maior o desvio), e em que as deflexões negativas traduzem uma impossibilidade de a verificar, podendo corresponder, por exemplo, ao pestanejo (Figura 2); 3) através da observação do vídeo-monitor do aparelho pelo técnico, durante a realização do exame.

Gráficos - Os limiares de sensibilidade de cada ponto testado são mostrados no gráfico numérico que aparece, superiormente, no *print-out* da análise de campo único. À direita deste, o gráfico de cinzentos resulta da conversão dos valores de sensibilidade em 8 tons de cinzento, variando do branco (> 41 dB, correspondendo geralmente a sensibilidade acima do normal) ao preto (< 0 dB, quando nem o estímulo máximo é observado).

Na metade inferior do print-out são apresentados quatro gráficos:

- à esquerda, os gráficos do desvio total (total deviation):

 o numérico corresponde à comparação do exame do paciente com o de indivíduos normais e de idade semelhante, sendo mostradas as diferenças dos valores de sensibilidade, ponto a ponto. Inferiormente, no gráfico de probabilidades, cada ponto é representado por um quadrado em tons de cinzento se a probabilidade dessa diferença ocorrer, numa população normal e da mesma faixa etária, for < 5%; quanto mais escuro esse quadrado, menor a probabilidade da sensibilidade registada ocorrer numa população normal;
- à direita, os gráficos do modelo de desvio (*pattern deviation*): são calculados a partir dos gráficos do desvio

total, retirando o efeito de uma possível diminuição generalizada da sensibilidade, como a que é provocada por uma opacidade dos meios (ex: catarata), e revelam o padrão do defeito do campo visual. Têm grande utilidade pois revelam defeitos focais, que de outra forma poderiam não ser detectados. Da mesma forma que para o desvio total, é apresentado inferiormente um gráfico de probabilidades, de grande importância sobretudo no seguimento de doentes com glaucoma.

Índices globais – O print-out da análise de campo único mostra, à direita, o resultado do Glaucoma Hemifield Test (GHT) e três índices globais: o MD (mean deviation), o PSD (pattern standard deviation) e o VFI (visual field index).

O MD é calculado a partir do gráfico do desvio total, e resulta da média ponderada de todos os valores obtidos (os valores periféricos têm um peso menor). Este índice dá assim uma ideia da sensibilidade geral do CV do paciente, e de quanto ele se desvia de um CV normal. Está assim alterado tanto num doente com opacidade de meios como num doente com glaucoma. O PSD, por outro lado, tenta reflectir numericamente a existência de irregularidades dentro do CV, como aquelas que são provocadas por um escotoma no glaucoma inicial. Representa o desvio padrão da média dos valores do gráfico do modelo de desvio, pelo que será baixo quando o campo visual é normal ou quando todos os pontos têm uma diminuição da sensibilidade semelhante (como ocorre na catarata), e alto quando existe um defeito localizado no CV, como geralmente ocorre no glaucoma. Nos pacientes com glaucoma avançado, no entanto, e à medida que a sensibilidade de todos os pontos começa a diminuir, o PSD começa também a diminuir. Tanto o MD como o PSD são acompanhados de um valor *p* quando têm valores fora do normal. O VFI é um índice mais recente, descrito pela primeira vez em 2008, com o intuito de ser menos influenciado pela catarata, e de melhor permitir avaliar a progressão do glaucoma. É calculado a partir do gráfico de probabilidades do modelo do desvio (ou do desvio total, quando o MD é menor que - 20 dB) e é expresso como uma percentagem, sendo que 100% corresponde a um CV normal para a idade, e 0% a um CV de um paciente perimetricamente cego.8

Glaucoma Hemifield Test (GHT) - Este teste foi desenvolvido tendo em conta o facto de os defeitos perimétricos inicialmente provocados pelo glaucoma serem, tipicamente, assimétricos em relação ao meridiano horizontal.⁹ Com base no mapa de probabilidades do modelo de desvio, o GHT compara assim 5 *clusters* de pontos no hemi-campo superior com os seus equivalentes-espelho no hemi-campo inferior. Estes *clusters* foram definidos partindo da anatomia da camada de fibras nervosas da retina, e das localizações do CV mais habitualmente afectadas no glaucoma. Apresenta um de 5 resultados:

• Fora dos limites normais: quando pelo menos um par de clusters apresenta uma diferença que ocorre em

menos de 1% da população normal;

- Linha de fronteira: quando pelo menos um par de clusters apresenta uma diferença que ocorre em menos de 3%, mas em mais de 1% da população normal;
- Redução geral da sensibilidade: quando ocorre uma diminuição generalizada da sensibilidade, que é observada em menos de 0,5% dos indivíduos normais;
- Sensibilidade anormalmente alta: quando a sensibilidade global é maior que a encontrada em 99,5% dos indivíduos normais;
- Dentro dos limites normais: quando nenhuma das condições acima se verifica.

O GHT tem uma elevada sensibilidade e especificidade no diagnóstico do glaucoma. Ele não foi, no entanto, desenvolvido para a detecção de perdas campimétricas provocadas por outras patologias, pelo que não deve ser utilizado nestes casos.

DEFEITOS DE CAMPO VISUAL NO GLAUCOMA

O glaucoma é uma neuropatia óptica em que ocorre dano dos axónios das células ganglionares da retina ao nível do disco óptico. Estes axónios têm um trajecto característico na camada de fibras nervosas da retina (CFNR), em direcção ao disco óptico. Assim, os axónios provenientes da retina temporal fazem um trajecto arqueado à volta da mácula, em direcção aos polos superior (retina superior) e inferior (retina inferior) do disco óptico, que são, adicionalmente, mais precocemente afectados, ainda que de forma assimétrica, na neuropatia óptica glaucomatosa. Neste trajecto, os axónios não cruzam a rafe temporal da retina. Estes aspectos anatómicos e fisiopatológicos explicam o tipo de escotomas que ocorre, tipicamente, no glaucoma.

A denominação destes defeitos provém da perimetria cinética. Nos *print-outs* da perimetria estática, os escotomas detectados podem, no entanto, não corresponder na perfeição à descrição inerente ao termo utilizado.

É importante ter também em consideração que a realização deste exame envolve uma aprendizagem, mais ou menos rápida, e que há artefactos e outras patologias que podem dar origem a defeitos campimétricos que se confundem com os defeitos glaucomatosos. A análise conjunta da PEC com o exame oftalmológico, em particular com a observação do fundo ocular, e com outros exames complementares, nomeadamente o OCT, aumenta significativamente o seu poder diagnóstico. Um defeito perimétrico característico de glaucoma, reprodutível, que ocorra numa zona do campo visual correspondente à localização da perda no anel neuro-retiniano do disco óptico e na CFNR, observada na fundoscopia e em exames estruturais é, assim, muito sugestivo de glaucoma.

Defeito arciforme – um *notch* supero-temporal ou inferotemporal do disco óptico dá origem a um escotoma que se inicia na mancha cega e se prolonga nasalmente de forma arqueada, na área entre os 10 e os 20° da fixação, alargando e terminando no meridiano horizontal nasalmente (escotoma de Bjerrum). Inicialmente um escotoma relativo, à medida que a perda de fibras nervosas progride torna-se um escotoma mais profundo e mais largo (Figura 4), podendo tornar-se um defeito altitudinal absoluto.



Fig. 4: Defeito arciforme inferior (CV 24-2 SITA-standard).

Escotoma paracentral – resulta de um dano mais temporal no disco óptico que o anterior, e caracteriza-se por um defeito relativo ou absoluto nos 10° centrais, sendo mais frequentemente supero-nasal (Figura 5).

Degrau nasal – consiste numa perda de sensibilidade relativa de um dos hemi-campos nasais (superior ou inferior) em relação ao outro. Surge geralmente numa fase precoce da doença.

Redução geral da sensibilidade – quando o glaucoma afecta de forma difusa as fibras nervosas, acompanhandose de um alargamento concêntrico da escavação do disco óptico, pode ocorrer uma redução generalizada da sensibilidade. Este tipo de defeito é, no entanto, encontrado raramente de forma isolada no glaucoma, pelo que devem ser sempre excluídas outras causas mais comuns que o possam justificar (como a opacidade de meios), antes que seja atribuído a uma perda glaucomatosa (Figura 6).

Cunha temporal – o atingimento das fibras nervosas nasais ao disco óptico dá origem a uma perda de campo temporal, geralmente em forma de cunha, a partir da mancha cega. Estima-se que menos de 5% dos casos de glaucoma se apresentem com este tipo de defeito campimétrico.

Estes defeitos podem ocorrer de forma isolada ou simultaneamente no mesmo exame (Figura 7).



Fig. 5: Escotoma paracentral (CV 24-2 SITA-standard).





Fig. 6: Redução geral da sensibilidade (CV 24-2 SITA-standard).



Fig. 7: Defeito arciforme superior, com atingimento paracentral, e degrau nasal superior (CV 24-2 SITA-standard).

PROGRESSÃO

O HFA vem equipado com um *software* de análise da progressão (*Guided Progression Analysis - GPA*) que torna a sua avaliação mais estandardizada e intuitiva. Permite-nos uma visão geral do histórico de todos os exames efectuados pelo paciente, pondo em evidência alterações que surjam em relação aos exames de *baseline*, e facilitando a distinção entre perdas focais, típicas do glaucoma, e generalizadas, mais vezes encontradas em outras patologias como a catarata ou outras causas de opacidade de meios. A possibilidade de existência de progressão é avaliada de duas formas:

- Taxa de progressão do VFI avaliação da tendência de progressão do VFI com o avançar da idade, através de uma análise de regressão linear. Tendo em conta esta análise, é feita também uma estimativa do valor do VFI a 3 ou 5 anos.
- Glaucoma Change Probability Map desenvolvido para detectar progressão através de uma análise de eventos, em testes consecutivos, para cada ponto testado.

Para uma correcta avaliação da progressão, são geralmente recomendados 6 exames nos primeiros 2 anos, que incluam 2 exames de base fiáveis. Apesar de esta frequência de testes ser difícil de concretizar em todos os doentes, por uma questão de limitação de recursos, ela tem como objectivo principal identificar, o mais precocemente possível, aqueles que progridem rapidamente, e que necessitam de estratégias terapêuticas mais agressivas e monitorização mais apertada (Figura 8). Após os primeiros 2 anos, a frequência de testes é adaptada caso a caso, podendo ir até um exame por cada 2 anos.¹⁰



Fig. 8: Glaucoma avançado com progressão rápida. A taxa de progressão do VFI é mais rápida nos primeiros anos de seguimento e torna-se mais lenta, se forem contabilizados apenas os últimos 5 exames. Neste caso, no entanto, continua a ser significativa dada a idade do paciente. Pode ser calculada uma nova taxa de progressão redefinindo os exames de base (GPA-Resumo).

No print-out GPA-Resumo podemos observar (Figura 9):

- no terço superior, os dois exames de baseline,
- no terço médio, o gráfico da tendência de progressão do VFI,
- e no terço inferior o último exame efectuado, assim como o gráfico numérico com a quantificação do desvio em relação à baseline, para todos os pontos testados, e o da análise de progressão (Glaucoma Change Probability Map).

Para além de ser útil no diagnóstico do glaucoma e na quantificação do seu dano funcional, a perimetria tem um papel decisivo no *follow-up* destes doentes. A estabilidade do exame perimétrico é um dos indicadores de ausência de progressão da doença, e de que foi atingido o valor



Fig. 9: Glaucoma pré-perimétrico. PEC 24-2 normal desde a baseline; 9 anos de seguimento (GPA-Resumo).

de pressão intra-ocular alvo (Figura 9), enquanto que a detecção de um agravamento dos defeitos campimétricos pode implicar uma mudança do plano terapêutico estabelecido. Tendo em conta a natureza progressiva da neuropatia óptica glaucomatosa, torna-se sobretudo importante a quantificação da sua taxa de progressão, e a sua avaliação, de forma integrada com a esperança de vida do doente e o dano funcional inicial, tendo em vista uma estratégia terapêutica adaptada caso a caso.

CONCLUSÕES

A PEC é um exame fundamental no diagnóstico e seguimento de várias patologias, assumindo particular interesse no glaucoma. Para uma correcta interpretação dos resultados obtidos, todos os dados do *print-out* devem ser observados e analisados cuidadosamente. Um defeito perimétrico deve ser valorizado se for reprodutível e se forem excluídos possíveis artefactos, mas não devem ser feitos diagnósticos unicamente com base na PEC. O resultado da sua análise deve ser integrado com a história clínica, com o exame do fundo do olho e com os exames que avaliam o dano estrutural do nervo óptico e da CFNR (Figura 10).



Fig. 10: Correlação estrutura-função. Fotografia do nervo óptico e OCT Cirrus (RNFL Deviation Map) (Carl Zeiss Meditec Inc, Dublin, CA), evidenciando perda de anel neuro-retiniano e CFNR infero-temporal, e CV 24-2 revelando escotoma paracentral superonasal

BIBLIOGRAFIA

- 1. Bengtsson B, Olsson J, Heijl A, Rootzen H. A new generation of algorithms for computerized threshold perimetry, SITA. *Acta Ophthalmol Scand.* 1997; 75(4): 368-75.
- Bengtsson B, Heijl A. SITA Fast, a new rapid perimetric threshold test. Description of methods and evaluation in patients with manifest and suspect glaucoma. *Acta Ophthalmol Scand.* 1998; 76(4): 431-7.
- 3. Hood DC, Raza AS, De Moraes CG, Liebmann JM, Ritch R. Glaucomatous damage of the macula. *Prog Retin Eye Res.* 2013; 32: 1–21.
- Traynis I, De Moraes CG, Raza AS, Liebmann JM, Ritch R, Hood DC. Prevalence and nature of early glaucomatous defects in the central 10 degrees of the visual field. *JAMA Ophthalmology*. 2014; 132: 291–297.
- Grillo LM, Wang DL, Ramachandran R, Ehrlich AC, De Moraes CG, Ritch R. The 24-2 visual field test misses central macular damage confirmed by the 10-2 visual field test and optical coherence tomography. *Transl Vis Sci Technol.* 2016; 5(2): 15, doi: 10.1167/tvst.5.2.15.
- Heijl A, Patella VM, Chong LX, Iwase A, Leung CK, Tuulonen A, Lee GC, Callan T, Bengtsson B. A new SITA perimetric threshold testing algorithm; construction and a multi-center clinical study. *Am J Ophthalmol.* 2018; doi:https://doi.org/10.1016/ j.ajo.2018.10.010.
- Phu J, Kalloniatis M. Ability of 24-2C and 24-2 grids to identify central visual field defects and structure-function concordance in glaucoma and suspects. *Am J Ophthalmol.* 2020; 219: 317–331.
- Bengtsson B, Heijl A. A Visual Field Index for calculation of glaucoma rate of progression. *Am J Ophthalmol* 2008;145: 343–353.
- 9. Asman P, Heijl A. Glaucoma Hemifield Test. Automated visual field evaluation. *Arch Ophthalmol*. 1992; 110: 812-819.
- Chauhan BC, Garway-Heath F, Goni F, Rossetti L, Bengtsson B, Viswanathan AC, Heijl A. Practical recommendations for measuring rates of visual field change in glaucoma. *Br J Ophthalmol.* 2008; 92: 569–573.

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

PERIMETRIA DE FREQUÊNCIA Duplicada

Flávio Alves Centro Hospitalar Universitário S. João

A Perimetria de Frequência Duplicada (FDT) é um exame rápido e fácil, que pode ser realizado com luminosidade ambiente, não sendo influenciado por defeitos refractivos inferiores a 6 dioptrias.

A FDT é baseada na ilusão de dupla frequência, em que um estímulo de barras brancas e pretas alternam rapidamente, criando a ilusão de duplicação do número de barras $(Fig.1)^1$.



Fig. 1- Esquema da ilusão de dupla frequência.

O teste usa estímulos com uma frequência espacial baixa (<1ciclo/grau) combinados com uma frequência temporal alta que pode ser superior a 15Hz.

É um teste à sensibilidade de contraste acromático e movimento e tem como alvo um subconjunto de células ganglionares de grande diâmetro, chamadas de células ganglionares My, que se projectam para as vias ópticas magnocelulares. Estas células são sensíveis ao movimento e ao contraste, mas não às cores, e apresentam uma velocidade de condução rápida. A resposta deste tipo celular parece ser independente do comprimento de onda do estímulo, o que as diferencia das outras células ganglionares, que mostram uma resposta bifásica à variação do comprimento de onda do estímulo².

É controverso que exista selectividade no dano Glaucomatoso nos vários tipos celulares (Parvo, Magno e Koni).3,4

Se não houver selectividade,⁵ é de esperar que técnicas perimétricas que usem estímulos detectados por todos os subtipos celulares e tenham o mesmo poder diagnóstico que técnicas que estimulem selectivamente um tipo celular específico, algo refutado por vários estudos. Como pode, então, esta discrepância ser possível?

Para responder a esta questão, temos de ter em consideração alguns aspectos funcionais do sistema visual, nomeadamente a Diferenciação, o Isolamento e a Organização do Campo Receptor/Redundância.

DIFERENCIAÇÃO

A via óptica tem uma diferenciação anatómica bem definida até ao Corpo Geniculado Lateral. A Diferenciação Funcional também está presente, mas provavelmente apenas para as vias celulares Magno e Koni. No caso de lesão destas vias, o sistema visual tem uma capacidade reduzida para usar outros subtipos de células para compensar a informação perdida.^{6,7} Por oposiçao, como as células M e K são também sensíveis a estímulos estáticos com cor e elevado contraste, têm a capacidade de substituir as células P na transmissão da informação para o córtex, no caso de lesão deste tipo celular.

Esta separação funcional parcial pode explicar, por si só, que embora todos os tipos celulares sejam atingidos no Glaucoma, testes que favoreçam a detecção de estímulos por uma via visual única (FDT ou SWAP) reduzam a capacidade do sistema visual de usar outras vias para compensar a lesão das Células Ganglionares da Retina (CGR).

ISOLAMENTO

Na via visual, Isolamento define a quantidade de sensibilidade que tem de ser perdida antes que outro tipo

celular possa responder ao estímulo. As células K, sensíveis aos estímulos azul/amarelo, apresentam cerca de 15dB de Isolamento, o que significa que as células K têm de perder 15dB de sensibilidade para que outro tipo celular possa responder ao estímulo de baixo comprimento de onda.⁸ Conjuntamente com a Diferenciação, o isolamento reduz a probabilidade de outras vias visuais compensarem um dano inicial (pelo menos para as células K), confirmando assim a potencial superioridade diagnóstica de técnicas que testam selectivamente uma via visual.

CAMPO RECEPTOR/REDUNDÂNCIA

Campo Receptor é a área do campo visual onde a apresentação ou ausência de estímulo provoca alterações. Cada unidade é composta por um número variável de receptores retinianos, células intrarretinianas e uma simples CGR, que transmite a informação ao cérebro. Os campos receptores são circulares e as suas dimensões são proporcionais ao número de receptores retinianos, os quais estão ligados a apenas uma CGR, sendo que o tamanho do campo receptor aumenta com a excentricidade. Na fóvea o rácio é de 16/1 enquanto que na periferia pode atingir 1500/1. Existe, assim, uma sobreposição dos campos receptores, fenómeno que é conhecido como Redundância. Quanto maior a Redundância, menor a probabilidade de deteção de lesão precoce da CGR. A via P é dotada de alta Redundância enquanto que as vias M e K têm menor sobreposição, logo menor Redundância.9

No FDT (Fig.1), os estímulos consistem em barras verticais claras que se tornam escuras, e vice-versa, a cada 2 ms (25 vezes a cada segundo), sendo apresentadas, portanto, em baixa frequência espacial (0,25 ciclos por grau), mas em alta frequência temporal (25Hz).



Fig. 2- Esquerda: FDT 1ª geração; Direita: FDT Matrix.

Cada estímulo é apresentado até um máximo de 720 ms. Nos primeiros 160 ms, o contraste é aumentado gradualmente até ao contraste selecionado. Se não é detectado, permanece 400 ms e depois decresce gradualmente durante 160 ms até zero. O teste utiliza o limiar de contraste (o contraste mínimo para detecção de estímulos) para cada localização do alvo na tela, através de uma pesquisa binária modificada (Modified Binary Searc-MOBS), em que o estímulo apresentado varia em 3dB, em quatro degraus, para cima ou para baixo, conforme o estímulo seja ou não detectado. O limiar MOBS é calculado pela média das apresentações do último superior e do último inferior.

O estímulo é apresentado de modo randomizado em cada uma das regiões alvo.

FDT 1ª GERAÇÃO

No FDT de 1^a geração (Fig.3), existe um estímulo central circular de 5^o e 17 a 19 estímulos quadrados de 10[°] (4 por quadrante e mais 2 na parte nasal, um superior e um inferior ao meridiano horizontal).



Fig. 3- Esquerda: Teste de Limiar; Direita: Teste de Screening.

Podem ser realizados testes de limiar e de screening, que testam os 20 ou os 30 graus centrais (aqui só na parte nasal) - programas C-20 e N-30.

O aparelho possui um banco de dados normalizado, que é utilizado para comparar os resultados obtidos no teste com os resultados esperados para pessoas normais para a mesma idade.

O aparelho disponibiliza 2 testes de screening: C 20-1 e C

20-5, que demoram entre 45 a 90 segundos.

No teste de *screening* C 20-1, é apresentado um estímulo com contraste percebido por 99% da população normal. Se o estímulo é detectado, conclui-se que a sensibilidade naquela localização está dentro da normalidade. Se não for detectado, é reapresentado no mesmo local e, se for agora detectado, é considerado como normal (p>ou igual a 1%). Se não é detectado na segunda vez, essa localização é testada com um estímulo com um valor de contraste com uma probabilidade de detecção por 99,5% da população normal da mesma idade. Se é detectado, o local é marcado como defeito leve (p<1%).

Se não for detectado é apresentado um estímulo com o máximo de contraste e marcado como defeito moderado (p<0,5%), se detectado. Se com estímulo máximo não for detectado, então é considerado como defeito avançado.

O teste C 20-5 é semelhante, excepto nos níveis de contraste apresentado. Inicia-se com a apresentação de um estímulo visto por 95% da população normal. Se detectado, a sensibilidade é considerada normal. Se não, é reapresentado com a mesma intensidade e, se visto, a localização será considerada normal (p> ou igual a 5%). Se não for detectado, será apresentado um estímulo visto por 98% da população normal. Se detectado é atribuído o valor p<5%. Se não é detectado, o contraste será aumentado para um nível percebido por 99% da população normal. Se o estímulo for detectado será atribuido um valor de p<2% e, se não for, como p<1%.

O C 20-1 é mais específico, sendo o C 20-5 mais sensível. Os resultados do exame aparecem num gráfico indicativo das várias zonas estudadas, podendo cada uma delas apresentar um tipo de sombreado, que varia de:

- 1- Dentro dos limites normais;
- 2- Perda ligeira;
- 3- Perda moderada;
- 4- Perda grave.

São também indicados os índices de fiabilidade: Perdas de Fixação e Falsos Positivos.

Nos testes de limiar C-20 e N-30, os resultados são apresentados num primeiro gráfico numérico em unidades de dB por cada zona estudada (17 ou 19) e que nos indica a sensibilidade de cada zona testada.

O segundo gráfico é um traçado de desvio em relação à normalidade, aparecendo ou não com um sombreado que pode variar em vários tons, consoante as respostas.

Estes símbolos de probabilidade podem variar de p>=5%, p<5%, p<2%, p<1% e p<0,5%.

É também apresentado o Desvio Médio (MD), que nos indica a perda geral no campo visual, e o Desvio Standard de Padrão (PSD), que nos pode indicar melhor o tipo de perda, se mais ou menos localizada.

Também são apresentados os índices de fiabilidade: Perdas de Fixação, Falsos Positivos e, neste tipo de teste, também os Falsos Negativos.

O FDT de primeira geração tem algumas limitações:

- Não consegue monitorizar a Fixação;
- Não se pode parar o teste para ajustar o paciente;
- Na estratégia N-30 o ponto de fixação é movido

temporalmente o que pode levar a confusão com fixação imprópria;

• Não possui armazenamento de dados.

FDT MATRIX

É a segunda geração do FDT, diferindo do primeiro FDT em vários pontos (Fig. 4):

• Usa estímulos menores (5° para os programas 24-2 e 30-2, e 2° para o 10-2 e Mácula);

- Maior número de pontos testados;
- Monitoriza a cooperação do doente;
- Não muda o ponto de fixação;
- Possui armazenamento de dados na própria máquina;

• Usa uma estratégia Byesiana, ZEST (Zippy Estimation of Sequential Test), semelhante ao SITA, que permite um melhor cálculo do limiar.



Fig. 4- Teste de Screening.

O FDT MATRIX permite-nos realizar testes de Sreening e testes de Limiar.

TESTES DE SCREENING

Os testes de Screening estudam os 30° centrais com estímulos de 10x10 com frequência espacial de 0,25 ciclos por grau e uma frequência temporal de 25Hz, em 19 localizações. Temos o N30-1 e o N30-5, conforme o nível de probabilidade. Não há movimento do ponto de fixação. No entanto, estes testes são comparáveis aos do primeiro FDT, sendo assinalado um dos quatros níveis de probabilidade.

Os testes de Screening 24-2-5 (Fig. 4) e 24-2-1 estudam os 30° centrais com estímulos de 5x5, uma frequência espacial de 0,50 ciclos por grau e uma frequência temporal de 18 Hz, em 55 localizações, em que cada uma é apenas testada duas vezes com o nível de limiar selecionado. Se o doente responde, é considerado normal. Se não responder, repete apenas uma vez. No teste aparece uma mensagem, p>=5% ou p<5% ou p>=1% ou p<1%, conforme o nível de limiar utilizado.

TESTES DE LIMIAR

O N 30-F estuda os 30° centrais com estímulos de 10x10 com frequência espacial de 0,25 ciclos por grau e uma frequência temporal de 25Hz em 19 localizações. São testes comparáveis nos dois aparelhos.

Nos testes de 24-2, 30-2, 10-2 e Mácula, o FDT usa a estratégia de limiar de máxima probabilidade (ZEST), de modo a obter um limiar fiável o mais rápido possível.

Os 24-2 (Fig. 5) e 30-2 estudam os 30° centrais com estímulos de 5x5 com 0,50 ciclos por grau de frequência espacial e 18Hz de frequência temporal, em 55 e 69 localizações, respectivamente. Nestes dois testes, além de fornecer o MD e PSD, também nos indica o Glaucoma Hemifield Test (GHT) que pode ser:

- Fora dos Limites Normais;
- Borderliner;
- Perda Geral de Sensibilidade;
- Sensibilidade Anormalmente Alta;
- Dentro dos Limites Normais.





O 10-2 (Fig. 6) estuda os 10° centrais com estímulos de 2x2 com 0,50 ciclos por grau de frequência espacial e 12 Hz de frequência temporal, em 44 localizações.



Fig. 6- Teste de Limiar.

A mácula estuda os 5° centrais com estímulos de 2x2 com 0,50 ciclos por grau de frequência espacial e 12 Hz de frequência temporal em 16 localizações. Nos testes de limiar 30-2 e 24-2 FDT (Fig. 5), os resultados são apresentados com:

- Uma escala de Limiar;
- Uma escala de Cinzentos;
- Uma escala de Desvio Total, com um gráfico de probabilidades;
- Uma escala de Desvio Padrão, com um gráfico de probabilidades;
- GHT, com o respectivo resultado;
- MD e PSD;
- Índices de Fiabilidade (Perdas de Fixação, Falsos Positivos e Falsos Negativos).

O FDT Matrix, também nos permite avaliar a evolução dos vários exames do mesmo paciente, através do programa Overview, onde são apresentados:

- Uma escala de cinzentos,
- Uma escala de Limiar,
- Uma escala de Desvio Total,
- Uma escala de Desvio Padrão,
- Índices de Fiabilidade.

O FDT apresenta alta sensibilidade e especificidade para a deteção de Glaucoma, quando comparado com a Perimetria Convencional (PEC), e menor variabilidade intrateste¹⁰. É mais fácil de realizar e tem uma aprendizagem mais rápida. O FDT Matrix 24-2 é melhor na discriminação entre olhos Glaucomatosos e Saudáveis. As alterações no FDT-Matrix em doentes com glaucoma apresentam elevado risco para escotomas futuros no PEC.¹¹

O FDT é uma técnica Perimétrica que pode providenciar dados adicionais ou confirmatórios em doentes com glaucoma¹².

Alguns aspectos funcionais das CGR, como a Diferenciação, o Isolamento e a Redundância, confirmam que o FDT, graças à sua avaliação selectiva de subgrupos de células ganglionares com baixo número e redundância, investiga funções que estão alteradas nos estadios iniciais da doença.

BIBLIOGRAFIA

- Kelly, D.H.(1966) Frquency doubling in visual responses. J. Opt. Soc Am., 56: 1628-1633.
- 2- Solomon, S.G., Barry, B.L., Andrew, J.R., White, L.R. and Martin, P.R. (2005) Chromatic organization of ganglion cell receptive fields in the peripheral retina. J. Neurosci., 25: 4527–4539.
- 3- Maddess, T. and Henry, G.H. (1992) Performance of nonlinear visual units in ocular hypertension and glaucoma. Clin. Vis. Sci., 7: 371–383.
- 4- Harwerth, R.S., Carter-Dawson, L. and Shen, F. (1999) Ganglion cell losses underlying visual field defects from experimental glaucoma. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci., 40: 2242–2250.
- 5- Yucel, Y.H., Zhang, Q., Weinreb, R.N., Kaufman, P.L. and Gupta, N. (2003) Effects of retinal ganglion cell loss on magno-, parvo-, koniocellular pathways in the lateral geniculate nucleus and visual cortex in glaucoma. Prog. Retin. Eye Res., 22(4): 465–481.
- 6- Kaplan, E. (2004) The M, P, K pathways of the primate visual system. In: Chalupa L.M. and Werner J.S. (Eds.), The Visual Neurosciences. The MIT Press, Cambridge, MA, pp. 481–493.
- 7- Callaway, E.M. (2005) Structure and function of parallel pathways in the primate early visual system. J. Physiol., 566(Pt 1): 13–19.
- 8- Sample, P.A., Johnson, C.A., Haegerstrom-Portnoy, G. and Adams, A.J. (1996) Optimum parameters for short-wavelength automated perimetry. J. Glaucoma, 5: 375–383.
- 9- Haymes, D., Hutchison, D.M., McCormick, T.A., Varma, D.K., Nicolela, M.T., LeBlanc, R.P. and Chauhan, B.C. (2005) Glaucomatous visual field progression with frequencydoubling technology and standard automated perimetry in a longitudinal prospective study. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci., 46: 547–554.
- 10- Spry PG, Johnson CA, Mckendrick AM, Turpin A. Measrment error of visual fields tests in glaucoma. Br J Ophthalmology 2003;87: 107-12
- 11- Racette L, Medeiros FA, Zangwill LM, Weirenb RN, Sample PA. Diagnostic accuracy of the Matrix 24-2 and original N-30 FDT tests compared with SAP. IOVS 2008; 49:954-60
- 12- Ornelas O, Rodrigues MI, Loureiro C, Sens P, Gonçalves C, Figueiredo A, Grillo MM. Risco de escotomas futuros na perimetria clássica baseado no FDT Matrix. Oftalmologia 2011;35:4, 335-40

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

OUTRAS PERIMETRIAS

Pedro Faria e Pedro Pereira Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra

INTRODUÇÃO

A perimetria convencional (PEC: Perimetria Estática Computorizada), também conhecida por perimetria brancobranco, é caracterizada pelo uso de um estímulo luminoso de cor branca contra um fundo igualmente branco.

Ora, atendendo a que a visão humana consegue discriminar várias características associadas à perceção luminosa como o contraste e a cor, assim como características dinâmicas com alterações espaciais e temporais, nas últimas décadas têm surgido outras perimetrias, ditas alternativas à convencional, que usam diferentes estímulos visuais¹. Estas perimetrias denominam-se seletivas por usarem metodologias que procuram selecionar a resposta de uma determinada via visual (Quadro 1)². Existe ainda a perimetria cinética, desenvolvida antes da perimetria estática, e que anteriormente era o exame de campo visual mais realizado em oftalmologia, ao contrário do que sucede atualmente, em que raramente é efetuada.

No presente capítulo, serão descritas sobretudo as perimetrias que, por um lado ultrapassaram a fase de investigação e estão disponíveis comercialmente e, por outro, apresentam um conjunto significativo de trabalhos publicados.

PERIMETRIA DE FLICKER

A Flicker Perimetry (FP) é um procedimento perimétrico que avalia a capacidade de detetar estímulos luminosos que alternam entre escuro/claro (*flicker*), em várias localizações do campo visual. O aparelho *Octopus* realiza uma perimetria de *Flicker* em que é determinado o ponto crítico de fusão, ou seja, a frequência temporal (*critical flicker frequency*) em que o examinando deixa de detetar a cintilação.

Esta perimetria demonstrou eficácia na deteção precoce da perda de campo visual no glaucoma. A *FP*, realizada a um grupo de suspeitos, revelou-se superior ao FDT, com uma sensibilidade de 72% e especificidade de 75%³. Uma das vantagens da *FP é ser pouco afetada pelos erros refrativos ou pelas aberrações ópticas*, no entanto, causa frequentemente alguma confusão na população mais idosa.

PERIMETRIA DE CONTORNOS

A *Flicker defining form Perimetry (FDF)* foi descrita pela primeira vez em 1991 por *Ramachan et al.* e foi concebida para

Quadro 1

Via neuronal alvo	Estímulo	Perimetria
Magnocelular	Barras alternantes	• Perimetria de frequência duplicada (<i>FDP – Matrix</i>)
	Luz cintilante	• Perimetria de Flicker (Octopus)
	Anel cintilante	 Perimetria de contornos (HEP - Heidelberg Edge Perimetry)
	Luz branca pulsada	• Perimetria Pulsar (TOP-T30w)
	Com movimento	• Perimetria de movimento (MDT- Motion Detection Perimetry)
Parvocelular	Aneis definido	 Perimetria de resolução (HPRP –High Pass Resolution Perimetry/
	2 luzes	• Rarebit Perimetry)
Koniocelular	Luz azul e fundo amarelo	• Perimetria azul- amarelo (SWAP-Humphrey/ BYP-Octopus)

estimular preferencialmente as células M magnocelulares ganglionares da retina^{4,5}. É um tipo de perimetria de *flicker*, em que é modelado o contraste do estímulo, mantendo

constante a sua frequência temporal. O estímulo é composto por pontos pretos e brancos que cintilam a alta frequência temporal em contra-fase, produzindo um bordo de contorno circular ilusório, semelhante a um círculo cinzento^{6,7}. A fase dos dois estímulos opostos gerados entre a superfície e o alvo são interpretados como alvo cinzento contra uma superfície cinzenta⁸.

Esta metodologia está incorporada na Heidelberg Edge Perimeter (HEP) e tem sido utilizado quer para a deteção precoce de defeitos visuais glaucomatosos, quer para o seguimento do glaucoma. O estímulo flicker do HEP cria um bordo ilusório em que o doente perceciona como um círculo (ou anel) sobre um fundo de iluminação intermédia⁸. A *HEP* utiliza o programa central 24-2 e Standard adaptative staircase thresholding algorithm (ASTA). ASTA é baseado num procedimento staircase up/down e utiliza uma base de dados preliminar que gera estimativas/ probabilidades. Os valores de sensibilidades são em decibéis. Os Seed points em cada quadrante são inicialmente medidos usando 4-2-2 staircase. Cada seed point é standardizado e não varia de teste para teste, ou entre doentes. A sensibilidade estimada é usada como valor referência para os pontos vizinhos para completar a 2-2 staircase. FDF é realizado através de pontos aleatórios de *flickering* (tamanho do alvo é de 5 x 5°) de 0.34 graus a uma taxa de 15 Hz contra um fundo de luminância média de 50cd/m2. O examinador dita instruções detalhadas para a realização desta perimetria e o teste é iniciado após uma demonstração inicial⁹.

O printout do FDF é muito semelhante ao do PEC e Matrix-FDT, contendo informação sobre MD, PSD, GHT e *plots* de sensibilidade, *total deviation*, e *pattern deviation*. O algoritmo de cálculo FDF MD e PSD é equivalente ao usado na PEC. MD é média da diferença entre a base normativa de cada localização do teste e o valor aferido para o doente. PSD é a medida da variância local⁹.

PERIMETRIA PULSAR

Este exame perimétrico (*Pulsar Perimetry-PP*) é um teste psicofísico, desenvolvido em 2000 por *González de la Rosa* e os seus co-autores, que possibilita a avaliação de várias funções da visão, nomeadamente perceção da cor, modulação temporal e movimento, e sensibilidade ao contraste^{10,11}.

O teste PP T30W (Haag-Streit International, Bern, Switzerland) foi elaborado para o diagnóstico de Glaucoma, sendo que a sensibilidade ao contraste temporal e espacial é testada em simultâneo. O estímulo da PP consiste numa sinusoidal circular com diâmetro de 5º que é apresentada durante 500ms. Este padrão de onda circular é formado por bandas concêntricas escuras e claras que alternam, sendo que o contraste vai diminuindo progressivamente até ao contraste correspondente aos bordos da periferia, confundindo-se com a iluminação do fundo (100 asb; 31,7 cd/m2). O estímulo sinusoidal circular realiza um movimento de contra-fase pulsátil na ordem dos 30 Hz, cuja resolução espacial (desde 0,5 até 6,3 ciclos/grau numa escala de 12-step log) e o contraste (C, desde 3 a 100% numa escala de 32-step log) são simultaneamente modificados. O Threshold Se é expresso em unidades de contraste SR (src).

Os 36 níveis abrangem desde o alvo visto com facilidade de 0 src até ao mais difícil de detetar na ordem das 35 src^{11,12}. É útil na deteção da perda funcional precoce no glaucoma, demonstrada em estudos com doentes suspeitos, hipertensos oculares e no glaucoma inicial¹⁰. Nesta perimetria o efeito de aprendizagem e a flutuação não são tão significativos comparando com a PEC¹³.

PERIMETRIA AZUL-AMARELO

Quer o aparelho *Octopus (Blue-on-Yellow Perimetry- BYP)*, quer o aparelho *Humphrey (Short Wavelenght Automated Perimetry-SWAP), realizam* este tipo de perimetria, desenhada para isolar a via koniocelular que veicula informação captada pelas células sensíveis à luz azul, de baixo comprimento de onda (daqui o termo *SWAP*). Neste teste, um estímulo azul (tamanho V) ativa os cones-S, e um fundo amarelo de luminosidade intensa (100 candelas/m²) adapta os cones-M e os cones-L e suprime a atividade dos bastonetes.

A capacidade de deteção precoce do glaucoma pela *SWAP* pode resultar da reduzida amostragem de cones-S (sensíveis ao estímulo azul) e das células ganglionares pequenas biestratificadas (5-10% de todas as células ganglionares), e consequente reduzida redundância da via visual koniocelular^{14,15}.

Existe uma associação entre os défices de visão cromática de comprimento de onda curto (azul) e o Glaucoma. As discromatopsias do eixo azul-amarelo são as mais comuns nos doentes com glaucoma e hipertensão ocular¹⁶. Neste teste, utiliza-se banda de filtro azul (*OG530 Schott Filter* – filtro cujo *cut-off* é de 530 nm). O estímulo usado é um foco luminoso de tamanho V Goldmann (cerca de 1,7 grays de diâmetro) com um filtro de interferência de comprimento de onda curto de banda estreita (pico de transmissão 440 nm, com largura de banda de 15 nm) e uma duração de estímulo de 200 ms. O sistema adquire um isolamento perfeito dos cones azuis, resultando numa faixa dinâmica entre 18 db na fóvea e 12 db na excentricidade de 20°.

A Perimetria Azul-Amarelo (PAA) tem sido utilizada, quer no diagnóstico, quer na monitorização da perda de campo visual causada pelo glaucoma, mas também pela degeneração macular relacionada com a idade, retinopatia diabética e outras patologias neuro-oftalmológicas e retinianas¹⁷⁻¹⁹.

Vários estudos demonstraram que a PAA pode detetar perda visual glaucomatosa em olhos com PEC dentro dos limites normais^{20,21}. Contudo, o assunto é controverso, já que outros estudos comparativos com a PEC não apresentam vantagem da Azul-Amarelo no que respeita à deteção de perda ou de progressão no glaucoma^{22, 23}. Apesar de tecnicamente esta perimetria ser feita à semelhança e no mesmo aparelho da PEC, revela-se ser mais cansativa, o que dificulta o seu uso na população de doentes mais idosa. Por outro lado, os seus resultados são também significativamente alterados pela opacidade dos meios.

PERIMETRIAS APLICADAS EM INVESTIGAÇÃO

Outras perimetrias estão descritas e foram utilizadas

em estudos investigacionais, mas não chegaram a ser amplamente comercializadas. Muitas destas metodologias são exequíveis num computador pessoal e monitor convencional, logo podem ser facilmente reproduzidas e testadas. A Perimetria de Movimento, por exemplo, é um método que mede a capacidade de detetar uma alteração coerente da posição de vários pontos dentro de uma área circular num fundo com pontos imóveis (MDT- Motion *Detetion Perimetry*). O examinando toca no monitor no local onde detetou o estímulo de movimento. Michael Wall, um dos criadores desta perimetria, argumenta que sendo a deteção de movimento crítica para a navegação, a fisiologia do campo visual periférico está otimizada para a perceção de movimento. Esta perimetria aparenta ser mais sensível que a PEC na deteção de perda visual no glaucoma e na HTO²⁴. Em Londres, foi desenvolvido o MMDT- Moorfields Motion Displacement Test, uma perimetria que usa como estímulo uma barra que se move horizontalmente. Determina-se a movimentação mínima que o examinando consegue detetar (Displacemennt threshold perimetry). O MMDT demonstrou boa performance diagnóstica na deteção de glaucoma definido estruturalmente²⁵. Este teste é reprodutível e pode ser implementado em programas de rastreio de glaucoma por ser portátil, resistente a baixos erros refrativos, de baixo custo e facilmente percetível pelo examinando²⁶.

Existe uma perimetria seletiva para o sistema parvocelular, dita Perimetria de Resolução. Esta perimetria é conhecida como HPRP- High Pass Resolution Perimetry (Ophthimus Perimetry, Hightech Vision, Goteberg Sweeden) e o seu estímulo consiste em um anel com bordos escuros e interior claro. Este estímulo é filtrado (high pass) para que a luminância dos bordos ($15cd/m^2$), do interior do anel ($25cd/m^2$) seja igual à do fundo (20cd/m^2) . Os limiares medidos, em vez de expressos em aumentos de contraste (como na PEC), são apresentados em aumentos de tamanho para um contraste fixo e em 50 diferentes localizações do campo visual central²⁷. É basicamente um teste de acuidade visual periférica, rápido e bem aceite pelos examinados. Apesar de um estudo mostrar que o HPRP deteta progressão perimétrica glaucomatosa mais cedo que a PEC, não existe evidência suficiente para recomendar o uso desta perimetria para monitorizar a progressão do glaucoma²⁸.

A *Rarebit Perimetry* é um exame que apresenta 2 estímulos brilhantes simultaneamente num fundo escuro. A tarefa do examinando é determinar se são apresentados ao mesmo tempo 0, 1 ou 2 pontos. Como se trata de outro teste de discriminação, a via parvocelular é a visada nesta avaliação que testa desde a região macular aos 30 graus centrais. Esta perimetria tem sido aplicada no glaucoma, em outras neuropatias e mesmo em doenças neurológicas para detetar perda localizada no campo visual.

BIBLIOGRAFIA:

- Bowd C, Goñi F J, Johnson C A, Matsumoto C. Alternative Perimetry. In: Weinreb R N et al, editors. Diagnosis of Primary Open Angle Glaucoma. WGA-10. Amsterdam: Kugler Pu; 2017. p. 37.
- 2. Faria P. Qual o interesse dos testes seletivos em caso de suspeita de

glaucoma? In: Carvalho M et al. Glaucoma: perguntas frequentes. 1ª ed. Lisboa: SPO; 2012. P 126.

- 3. Matsumoto C, Takada S, Okuyama S, et al. Automated flicker perimetry in glaucoma using Octopus 311: a comparative study with the Humphrey Matrix. Acta Ophthalmol Scand 2006; 84:210-5.
- Livingstone MS, Hubel DH. Psychophysical evidence for separate channels for the perception of form, color, movement, and depth. J Neurosci. 1987;7(11):3416-3468. doi:10.1523/ jneurosci.07-11-03416.1987
- Ramachandran VS, Rogers-Ramachandran DC. Phantom contours: A new class of visual patterns that selectively activates the magnocellular pathway in man. Bull Psychon Soc. 1991;29(5):391-394. doi:10.3758/BF03333951
- Rogers-Ramachandran DC, Ramachandran VS. Psychophysical evidence for boundary and surface systems in human vision. Vision Res. 1998;38(1):71-77. doi:10.1016/S0042-6989(97)00131-4
- Lamparter J, Russell RA, Schulze A, Schuff AC, Pfeiffer N, Hoffmann EM. Structure-function relationship between FDF, FDT, SAP, and scanning laser ophthalmoscopy in glaucoma patients. Investig Ophthalmol Vis Sci. 2012;53(12):7553-7559. doi:10.1167/iovs.12-10892
- Quaid PT, Flanagan JG. Defining the limits of flicker defined form: effect of stimulus size, eccentricity and number of random dots. 2005; 45:1075-1084. doi: 10.1016/j.visres.2004.10.013
- Ichhpujani P, Lo DC, Cvintal V, et al. Flicker de fi ned form , standard perimetry and Heidelberg retinal tomography : Structurefunction relationships. Can J Ophthalmol Can d'ophtalmologie. 2015;50(4):290-296. doi: 10.1016/j.jcjo.2015.05.010
- González-Hernández M, García-Feijoó J, Sanchez Mendez M, González De La Rosa M. Combined spatial, contrast, and temporal functions perimetry in mild glaucoma and ocular hypertension. Eur J Ophthalmol. 2004;14(6):514-522. doi:10.1177/112067210401400611
- Hirasawa K, Takahashi N, Matsumura K, Kasahara M, Shoji N. Diagnostic capability of Pulsar perimetry in pre-perimetric and early glaucoma. Sci Rep. 2017;7(1):1-11. doi:10.1038/s41598-017-03550-x
- Salvetat ML, Zeppieri M, Tosoni C, Parisi L, Brusini P. Nonconventional perimetric methods in the detection of early glaucomatous functional damage. Eye. 2010;24(5):835-842. doi:10.1038/eye.2009.216
- Salvetat ML et al. Learning effect and test retest variability of Pulsar Perimetry. J Glaucoma. 2013;22(3):230-237.
- Zaky AG, Yassin AT, El Sayid SH. Short wave-automated perimetry (SWAP) versus optical coherence tomography in early detection of glaucoma. Clin Ophthalmol. 2016; 10:1819-1824. doi:10.2147/OPTH.S116073
- Sample PA, Medeiros FA, Racette L, et al. Identifying glaucomatous vision loss with visual-function-specific perimetry in the diagnostic innovations in glaucoma study. Investig Ophthalmol Vis Sci. 2006;47(8):3381-3389. doi:10.1167/iovs.05-1546
- Papaconstantinou D, Georgalas I, Kalantzis G, et al. Acquired color vision and visual field defects in patients with ocular hypertension and early glaucoma. Clin Ophthalmol. 2009;3(1):251-257. doi:10.2147/opth. s5194
- 17. Afrashi F, Erakgün T, Köse S, Ardiç K, Menteş J. Blue-on-yellow perimetry versus achromatic perimetry in type 1 diabetes patients without retinopathy. Diabetes Res Clin Pract. 2003 Jul;61(1):7-11.

- Remky A, Elsner AE. Blue on yellow perimetry with scanning laser ophthalmoscopy in patients with age related macular disease. Br J Ophthalmol. 2005 Apr;89(4):464-9.
- Maleki A, Swan RT, Silpa-Archa S, Preble JM, He Y, Foster CS. Short-wavelength automated perimetry parameters at baseline and following remission in patients with birdshot retinochoroidopathy. Am J Ophthalmol. 2016 Mar; 163:83-92. e6.
- Johnson CA, Adams AJ, Casson EJ, Brandt JD. Blue-on-yellow perimetry can predict the development of glaucomatous field loss. Arch Ophthalmol 1993; 111(5):645-50.
- 21. Sit AJ, Medeiros FA, Weinseb RN. Sort-wavelengh automated perimetry galucomatous standard visual field loss by tem years. Semin Ophthalmol 2004; 19: 122-124.
- Van der Schoot J, Reus NJ, Colen TP, Lemij HG. The ability of SWAP to predict conversion to Glaucoma. Ophthalmology 2010; 117: 30-4.
- 23. Bengtsson B, Heijl A. Diagnostic sensitivity of fast blue-yellow and standard perimetry in early glaucoma: a comparison between different test programs. Ophthalmology. 2006;113: 1092-1097.
- Wall M, Jennisch CJ, Munden PM. Motion perimetry identifies nerve fiber bundlelike defects in ocular hypertension. Arch Ophthalmol 1997; 115(1):26-33.
- 25. Ong E et al. Performance of Moorfields motion displacement test for identifying eyes with glaucoma. Ophthalmol. 2014;121: 88-92.
- Gonzalez-Alvarez et al. Feasibility of Moorfields motion displacement test for glaucoma community screening. IOVS. 2013, vol 5: 3025.
- 27. Iester et al. Detection of glaucomatous visual field defect by nonconvencional perimetry. Am J Ophthalmol. 2003.
- Chauhan B. Comparison of conventional and High Pass Resolution Perimetry in a prospective study of patients with glaucoma and healthy controls. Arch Ophthalmol. 1999; 117(1): 24-33.

MICROPERIMETRIA

Jorge Simão^{1,2}, Ana Rita Santos^{2,3}, Cláudia Farinha^{1,2,4},

¹ Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra (CHUC)

² Association for Innovation and Biomedical Research on Light and Image (AIBILI)

³ Área Técnico-científica de Ortóptica, Escola Superior de Saúde, Instituto Politécnico do Porto

4 Faculdade de Medicina da Univerdidade de Coimbra (FMUC)

INTRODUÇÃO

A maioria das doenças retinianas é diagnosticada e acompanhada com base na fundoscopia e/ou exames estruturais, sendo a acuidade visual o *gold-standard* na avaliação da capacidade visual destes doentes, quer na prática clínica, quer em investigação. Contudo, o espectro de disfunção visual não se limita à acuidade visual (AV). Défices no campo visual (CV) são uma das consequências funcionais do dano estrutural macular que o médico oftalmologista deve avaliar em certos contextos. Esta avaliação pode ser feita de uma forma qualitativa, com testes de confrontação ou Grelhas de Amsler, ou através de métodos quantitativos, oferecidos pelos perímetros estáticos, cinéticos ou, mais recentemente, por microperímetros.

A documentação de défices no CV tem diversas utilidades em Retina Médica: determinar a perda de campo e monitorizar progressão; avaliar o retorno funcional da terapêutica instituída; e correlacionar as alterações estruturais com as funcionais.

Os testes de perimetria foram sistematicamente desenvolvidos de forma a medir a sensibilidade luminosa no campo visual. Existem 2 tipos de perimetria: cinética e estática. Na primeira, um alvo é deslocado desde a periferia até à área de potencial visão até que seja detetado; na perimetria estática, um estímulo é direcionado a uma área de potencial visão e aumenta, em tamanho ou intensidade, até ser detetado¹.

Os perímetros usados atualmente utilizam uma metodologia automática e computorizada, melhorando a fiabilidade e reprodutibilidade dos mesmos e diminuindo o tempo de teste. Sequências randomizadas para a apresentação de estímulos no campo visual permitem a deteção de defeitos mais pequenos ou irregulares. Este padrão pode ser alterado consoante a patologia ou défice que se pretende estudar. Os protocolos *standard* utilizados na prática clínica são o 30-2, 24-2 e 10-2. O protocolo 10-2 testa os pontos a 1º dos meridianos vertical e horizontal e depois a cada 2º, até aos 10º, sendo o protocolo mais sensível para detetar perdas subtis de campo na região macular².

Porém, como descrito por Sunnes et al.³, a perimetria convencional parte do pressuposto de uma fixação foveal estável, sendo inadequada para avaliar patologia macular e detetar pequenos escotomas, particularmente quando a função foveal está comprometida e o doente apresenta uma fixação extrafoveal instável. Desse modo, outras metodologias foram desenvolvidas para melhorar ou aumentar a informação extraída destes testes. A microperimetria (MP) refinou a abordagem ao campo visual nos doentes com patologia macular. Através da integração entre perímetros e retinografia, é possível mapear o estímulo diretamente na região que se pretende estudar, com alta taxa de fiabilidade, correlacionando, assim, a patologia anatómica/estrutural com o défice funcional. A MP oferece várias vantagens em relação à perimetria convencional: controlo direto e em tempo real do fundo ocular; permite estratégias editáveis no número de graus e pontos testados (o que permite testar mais pontos numa área mais pequena que a estratégia mais central da perimetria convencional, sendo assim mais sensível a perdas funcionais maculares); deteção de pequenos escotomas; correlação direta entre detalhes do fundo e sensibilidade retiniana; e monitorização contínua da fixação, melhorando os resultados em doentes com fixação instável⁴.

■INSTRUMENTOS PARA AQUISIÇÃO DE IMAGEM

O primeiro microperímetro comercializado e estudado (Rodenstock, Ottobrunn, Alemanha) usava a tecnologia de SLO (scanning laser ophthalmoscope) para mapear o fundo ocular. Através de um laser modulado de hélio-néon a 633nm, com intensidade variável (0-21dB), emitia de forma manual um estímulo vermelho na retina durante a oftalmoscopia, explorando defeitos de campo topograficamente definidos nos 33x22 graus centrais. Este estímulo poderia ir até uma resolução máxima de 2 minutos de arco (correspondendo a 1 pixel, e a 10 µm na retina). Sendo o estímulo na gama do vermelho, torna difícil a comparação com os perímetros convencionais ou mesmo com microperímetros mais actuais⁵. Mais tarde um novo microperímetro introduziu um painel de micro-cristais (LCD) acoplado a uma câmara de fundoscopia por infravermelhos - Micro Perimeter 1 (MP-1, Nidek Instruments, Pádua, Itália) - aumentando a área estudada para os 44x36 graus centrais da retina. Foi o primeiro microperímetro automatizado, incorporando um sistema de eye-tracking e de fundoscopia real-color; permitindo ainda sobrepor, através de co-registo, a perimetria a outro tipo de imagem como angiogramas ou OCT⁶.

Ambos permitem a realização de perimetria estática e cinética, com observação simultânea da retina durante o procedimento⁷. Rohrschneider et al.⁶, num estudo

comparativo entre estes 2 aparelhos, concluiu que apresentam resultados semelhantes, apesar do SLO oferecer imagens do fundo ocular com melhor resolução e o MP-1 melhor fixação com alinhamento *real-time* mais apurado.

Num esforço de melhorar a relação anatómica e funcional, outros sistemas têm vindo a ser desenvolvidos, misturando várias estratégias de aquisição de imagem e produção de estímulo, bem como oferecendo novos extras (como sistemas de *eye-tracking* mais sensíveis, avaliação escotópica, entre outros). Foram desenvolvidos ainda sistemas de OCT 3D que integram perimetria, ainda pouco disponíveis e estudados, que prometem oferecer uma melhor relação anatómica, com menos artefactos e menor tempo de teste⁸.

Atualmente dispomos apenas de 2 aparelhos comercializados e validados para a prática clínica: o MAIA (CenterVue inc, Pádua, Itália) e o MP-3 (Nidek, Pádua, Itália). A tabela 1 sistematiza as características destes aparelhos.

CONCEITOS BÁSICOS ESSENCIAIS PARA A INTERPRETAÇÃO DO EXAME

Tal como nos perímetros automatizados convencionais, os microperímetros testam a sensibilidade retiniana através da intensidade mínima da luz que o doente é capaz de perceber. Cada aparelho traz no software um exame padrão (ex. no MAIA, 37 estímulos percorrem os 10º centrais), contudo, este pode ser personalizado e adaptado ao doente.

É importante estar familiarizado com a escala Decibel (dB). Em perimetria, o estímulo luminoso é medido em apostilbs (asb), uma escala absoluta em que 1 asb é igual a 0.3183 candela/m². De forma a simplificar a linguagem foi criada uma escala relativa, Decibel, dependente da intensidade máxima que cada instrumento é capaz de emitir. Trata-se de uma escala logarítmica invertida, onde o zero se refere ao estímulo mais brilhante que o perímetro é capaz de produzir. Assim sendo, esta não é uma escala *standardizada*, uma vez que cada aparelho terá a sua luminância máxima, e o clínico deve ter isso em conta

ao comparar resultados em dB, quando usados aparelhos diferentes. As marcas normalizam os seus produtos, criando uma escala de cores para facilitar a interpretação. Um último conceito a ter em conta é o da fixação. Doentes com patologia macular envolvendo a fóvea tendem a adotar uma visão excêntrica, utilizando um outro local da retina preferencial (PRL - preferred retinal locus)9. Este conceito ainda não é totalmente compreendido, podendo variar consoante o tipo de doença macular, níveis de iluminação e tipo de tarefa. Os microperímetros têm contribuído para melhorar o nosso conhecimento em relação a este fenómeno, produzindo gráficos de fixação¹⁰. O PRL resultante pode ser descrito através da sua localização (central ou excêntrico) e da sua estabilidade (estável, relativamente estável ou instável). Cada máquina oferece ao utilizador dados sobre o PRL, utilizando uma de duas estratégias:

1) o perímetro calcula a percentagem de pontos de fixação que caem dentro de um círculo de 1° (P1) ou 2° (P2) radiários, centrados pela retinografia; a grande vantagem deste método é permitir uma classificação clínica (sugerida por Fuji et al.¹¹) – fixação estável se P1>75%, relativamente estável se P1<75% e P2>75% e instável se P1 e P2 <75%; 2) utilizando o método de BCEA (*bivariate contour elipse area*)¹² – através do cálculo matemático da área e orientação de uma elipse que contém uma dada proporção de pontos de fixação; quanto mais baixo o valor de BCEA, melhor será a estabilidade de fixação; traz a vantagem de ser um modelo matemático estatístico, mais fiável e reprodutível, apesar de não permitir qualquer classificação clínica¹⁰.

INTERPRETAÇÃO DO PRINTOUT

Para efeito de exemplificação, usaremos um *printout* do MAIA (CenterVue S.p.A., Padua, Itália) para interpretação da forma como são expostos os resultados (Fig. 1).

Na parte superior o MAIA apresenta-nos uma imagem em *infra-red* do fundo ocular, de forma a que possamos correlacionar com os pontos testados, representados pelo

Parâmetro	MP-3	MAIA
Campo de Teste	40x40 graus	20x20 graus
Iluminação de Fundo	1.27 cd/m ²	1.27 cd/m ²
Cor de Fundo	Color fundus (Câmara 12MP)	SLO (preto e branco)
Tamanho do Estímulo	Goldmann III (adaptável)	Goldmann III (adaptável)
Compensação Dióptrica	-25D - +15D	-15D - +10D
Tracking	30 Hz	25 Hz
Método de Projecção	LCD-display	LCD-display
Intensidade do Estímulo		
Iluminância Máxima	$0 \text{ dB} = 3183 \text{ cd/m}^2$	$0 \text{ dB} = 318 \text{ cd/m}^2$
Atenuação Máxima	34 dB	36 dB
Duração do Estímulo	100 ou 200 ms	120 ms
Fixação	Cruz, círculo ou ponto	Cruz, círculo ou ponto

Tabela 1: comparação de hardware e software entre os microperímetros MP-3 e MAIA.

mapa do topo à direita. Esses pontos obedecem a uma escala dB colorida, mostrada a meio do printout, sendo que as cores mais vermelhas correspondem a valores de dB mais perto do zero (estímulos mais brilhantes), e do lado verde valores de dB mais altos (estímulos menos brilhantes). No exemplo apresentado, a maioria dos pontos testados estão na faixa do verde, com um ou outro ponto em tons amarelo/laranja, indicando uma sensibilidade macular relativamente preservada. Isso é graficamente descrito no Histograma de Valores, que compara os resultados obtidos (barras cinzentas) com valores normalizados (curva verde). Ainda no mapa de teste, é possível identificar um conjunto de pontos azuis perto da fóvea, correspondendo aos pontos de fixação ao longo do exame. Esses pontos irão servir para parametrizar a capacidade de fixação do doente (parte inferior do printout). Os valores de P1 e P2 são 99% e 100%, respetivamente, indicando que 99% dos pontos se encontram dentro de 1º em torno do ponto de fixação médio, e 100% dentro de 2º, correspondendo a uma classificação de fixação "estável". O gráfico em baixo distribui esses pontos ao longo do tempo. O printout apresenta ainda a outra forma de parametrizar a fixação, a BCEA@95%, com uma Área de 0.5 deg². Um estudo de Morales et al.¹⁰ reportou como *cut-off* para o MAIA MP o valor de 2.4±2.0 deg², e conclui que diferentes valores normativos são encontrados para diferentes aparelhos, portanto, cada utilizador deve orientar-se por valores normalizados para o seu aparelho.

Um segundo exemplo de *printout* para o MP-3 (Nidek, Pádua, Itália) é apresentado na Fig.2.



Fig. 1: Printout de microperimetria do MAIA. Exemplo utilizado para interpretação (ver texto).



Fig. 2: Printout de microperimetria do MP-3. A dinâmica de apresentação dos dados é muito semelhante ao MAIA. Por ter uma câmara acoplada, o mapa de sensibilidades é neste caso sobreposto à retinografia (uma das vantagens deste sistema, pois permite uma relação topográfica mais fiável). Em baixo surge o mapa de fixação. Notar que o MP-3 usa círculos de 2º e 4º (vs 1º e 2º no MAIA). Imagem cedida pelo representante da Nidek.

EXEMPLOS PRÁTICOS E IMPORTÂNCIA CLÍNICA

Nos últimos 25 anos os microperímetros têm sido usados para estudo de diversas patologias maculares: degenerescência macular da idade (DMI), maculopatia miópica, distrofias maculares, edema macular diabético, etc. Nesta secção abordaremos alguns dos estudos/achados mais relevantes.

DMI

A MP demonstra uma diminuição na sensibilidade média macular em olhos com DMI, mesmo nas suas fases precoces, sendo capaz de diferenciar entre níveis de gravidade ou de progressão da doença. Um estudo que comparou 200 olhos saudáveis e 200 olhos com DMI revelou uma sensibilidade média de 29.8dB no grupo controlo, e 24.9 dB e 21.8 dB para os olhos com DMI precoce e intermédia, respetivamente. Mostrou ainda que seria dependente da gravidade e localização da doença¹³.

Esta associação entre alterações na MP e a DMI, é observada ainda ao nível estrutural (Fig. 3 e Fig. 4). Um estudo com OCT e MP, comprovou que para cada aumento

de 10µm na espessura da camada do EPR, diminuiria 0.29 dB na sensibilidade média14. Essa redução mostra relação topográfica com drusen, piorando se coexistir disrupção da zona elipsoide¹⁵. Na DMI neovascular, a sensibilidade média diminui com disrupção da zona elipsoide e aumento da espessura central da retina, e a perda focal de EPR conduz a uma perda absoluta da sensibilidade dessa zona. Líquido sub e/ou intrarretiniano, descolamentos do EPR (DEP) e pseudodrusen são fatores independentes para perda de sensibilidade retiniana medida por MP¹⁶. Na atrofia geográfica (AG), a perda de sensibilidade média é mais marcada em áreas com perda de EPR (média 1.84 dB) ou perda de fotorrecetores (média 6.57 dB), quando comparado com zonas sem essas alterações. A sensibilidade é menor na fronteira da AG (média 13.7 dB) vs zona envolvente (média 20.8 dB), que por sua vez é menor que em olhos sem AG (média 23.9 dB)¹⁷.

A MP pode ser ainda usada para extrair informação de *outcomes* terapêuticos. Um estudo em DMI neovascular demonstrou que a melhoria na sensibilidade retiniana seria maior em áreas previamente com DEP serosos ou líquido sub-retiniano. Áreas com DEP fibrovascular ou edema macular cistóide também melhorariam com o tratamento, mas em menor extensão¹⁸.

Por outro lado, a capacidade de leitura é um fator importante quando se considera a reabilitação visual destes doentes: a MP pode contribuir para detetar áreas de função residual ou melhorada, e assim guiar a reabilitação¹⁹. Os microperímetros dispõem de programas de deteção de *locus* com boa sensibilidade retiniana, que podem ser definidos como PRL para execução de treinos de *biofeedback*, com resultados promissores^{19,25}.



Fig. 3: DMI intermédia com abordagem multimodal. É possível identificar nos mapas de MP (em baixo) áreas de marcada diminuição da sensibilidade macular, que correspondem na retinografia a áreas de hiperpigmentação. Drusen e alterações hipopigmentares também se relacionam com diminuição da sensibilidade. Estas alterações afetam parte significativa da mácula, apesar de uma sensibilidade foveal satisfatória. Este tipo de mapas permite assim uma melhor correlação com as queixas dos doentes, por exemplo na dificuldade em tarefas de leitura, mesmo mantendo boa acuidade visual. Perímetro – MP-1 (Nidek, Pádua, Itália).



Fig. 4: DMI neovascular com abordagem multimodal. Neste caso os padrões de sensibilidade encontram-se extremamente diminuídos, sobretudo nas áreas mais afetadas pela intensa exsudação e disrupção estrutural associada à membrana neovascular. Perímetro – MP-1 (Nidek, Pádua, Itália).



Fig. 5: Microperimetria fotópica (esquerda) vs escotópica (direita), MAIA, num doente com DMI precoce. A sensibilidade média macular é mais baixa em condições escotópicas, quando comparado com o mapa fotópico. Este padrão sugere um atingimento mais precoce e severo dos bastonetes, como tem sido sugerido pela literatura²⁰. A avaliação da resposta escotópica pode vir a ser útil na prática clínica para deteção precoce de alterações na DMI, sendo um outcome funcional atualmente em estudo nesta patologia.

Retinopatia Diabética (RD)

No Edema Macular Diabético (EMD) a MP tem sido usada para a quantificação da sensibilidade macular, para correlação de sensibilidade macular com espessura macular e acuidade visual e para determinação de padrões de fixação em diferentes estadios e tipos da doença.

Um estudo de Vujosevic et al.²¹ demonstrou uma relação inversa entre sensibilidade retiniana e espessura macular, com uma perda de 0.83 dB por cada 10% de desvio na espessura em relação aos valores normais. Essa perda sensitiva estaria também correlacionada com perda da AV. O autor refere que a MP pode representar uma melhor medida da qualidade visual do que a AV isoladamente em doentes com RD, ao incorporar medidas funcionais que suplementam os dados de OCT. A velocidade de leitura correlaciona-se melhor com a qualidade subjetiva da visão do que com a melhor AV ao longe, sendo um bom exemplo da utilidade deste exame (Fig.6).

A relação entre o padrão de EMD (e a sua topografia no OCT), ou a presença de líquido / exsudatos duros sub-foveais com a sensibilidade macular não é linear. Contudo, este exame é útil na prática clínica quando se pretende realizar fotocoagulação laser, nomeadamente se a área a fotocoagular se aproxima de possíveis novas áreas de fixação²².

A MP tem sido amplamente utilizada na RD para controlo de segurança de novas armas terapêuticas como, por exemplo, no tratamento com laser *sub-threshold* micropulsado²³. Embora esta técnica pareça ter apenas efeitos moderados na redução do EMD, a sua segurança foi documentada por MP, podendo-se assim determinar o seu lugar nos recursos terapêuticos de um especialista de retina²⁴.



Fig. 6: Mapa de microperimetria (em dB), MP-1, sobreposto à retinografia, num caso de EMD severo com extensos exsudatos duros. É observável a presença de escotomas nas áreas de exsudação. A fixação (pontos azuis centrais) mantém se estável e central. Adaptado de Edoardo Midena et al.²¹.

Distrofias Maculares

A perimetria e a microperimetria têm sito utilizadas para documentar alterações campimétricas em doentes com distrofias maculares, para avaliar *outcomes* terapêuticos, ou correlacionar anatomia estrutural (fotorreceptores) com alterações visuais.

Um estudo que avaliou através do MP-1 58 doentes (29 com distrofia macular - de cones (9), de cones e bastonetes (7), inespecíficas (7) e *Stargardt* (6) - vs 29 olhos-controlo) mostrou que a localização mais frequente de PRLs é superior em relação à lesão atrófica, e que a utilização desses PRLs conferia melhor sensibilidade aos doentes²⁵. Este género de abordagens pode ser interessante para localizar zonas de

fixação, e, se presentes, trabalhar com o doente em consulta de baixa visão de forma a usar esse ponto de fixação e obter melhores desempenhos visuais^{19,26}.

Outras patologias retinianas

A MP tem sido utilizada para demonstrar alterações campimétricas ou morfológicas em diversas patologias. Por exemplo, Meyer et al.²⁷ demonstrou, através de MP, a melhoria dos escotomas associados às manchas algodonosas num caso de **Retinopatia de Purtscher**. Essa melhoria (de 11 dB) foi também observada em casos de **oclusão de ramo arterial transitório** após melhoria do edema retiniano associado²⁸.

Em olhos com **Oclusões Venosas Centrais e de Ramo** foi demonstrado que zonas não perfundidas no OCT-A estão correlacionados significativamente com diminuição da sensibilidade retiniana, e que essa diminuição teria um valor preditivo negativo para a presença de microaneurismas e edema macular²⁹.

Está documentada a correlação entre perda de AV e alterações campimétricas com a presença de líquido subretiniano na **Corioretinopatia Serosa Central (CSC)**. A AV nestes doentes tende a normalizar com a resolução do líquido. Contudo, um estudo com MP demonstrou que a sensibilidade retiniana é mais baixa que nos controlos, mesmo após resolução do líquido³⁰, sugerindo que existem alterações funcionais permanentes. A mesma conclusão foi obtida após resolução de **Edema Macular Cistóide** num grupo de 27 doentes com Uveíte (Anterior, Pan e Intermédia)³¹.

O **Buraco Macular Idiopático** é uma das patologias onde a MP pode ter maior interesse na prática clínica pois, pela alteração foveal subjacente à patologia, a AV reflete de forma deficiente o valor prognóstico da cirurgia. Ao analisar 44 olhos de 44 doentes, Wang et al³². demonstrou que o MP-3 pode refletir a alteração da função retiniana central de forma adequada, podendo funcionar como um preditivo ideal, confiável e sensível para o prognóstico visual após cirurgia.

Outra patologia retiniana fortemente estudada por campimetria é a maculopatia por **Hidroxicloroquina**/ **Cloroquina**. Num estudo bem protocolado e com uma amostra significativa (300 olhos), foi documentado que apenas a MP e a autofluorescência demonstram correlação com a dose cumulativa e o tempo de utilização do fármaco, ao contrário da perimetria convencional 10:2³³. Isto é apenas mais um dos exemplos que reforça a posição da MP na patologia macular, em detrimento da perimetria convencional.

BIBLIOGRAFIA

- 1. Harrington DO. The visual fields: a textbook and atlas of clinical perimetry. 5th ed. St Louis: Mosby; 1981.
- Wiggins MN, Dersu I. Understanding visual fields, part III: Which field should be performed? J Ophthalm Med Techno [Internet] 2007;3 [cited 2011 Jun 18].
- 3. Sunness, J.S., Schuchard, R.A., Shen, N., et al., 1995. Landmarkdriven fundus perimetry using the scanning laser ophthalmoscope. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 36, 1863–1874.
- 4. Edoardo Midena, Stela Vujosevic. Microperimetry in diabetic retinopathy. Saudi J Ophthalmol. 2011 Apr; 25(2):131-135.

- Rohrschneider K, Becker M, Schumacher N, et al. Normal values for fundus perimetry with the scanning laser ophthalmoscope. Am J Ophthalmol 1998; 126:52–8.
- Rohrschneider, K., Springer, C., Bültmann, S., & Völcker, H. E. (2005). Microperimetry – comparison between the micro perimeter 1 and scanning laser ophthalmoscope – fundus perimetry. American Journal of Ophthalmology, 139(1), 125–134.
- Rohrschneider K, Bultmann S, Springer C. Use of fundus perimetry (microperimetry) to quantify macular sensitivity. Prog Retinal Eye Res 2008;27: 536–48.
- Landa, G., Rosen, R. B., Garcia, P. M. T., & Seiple, W. H. (2010). Combined Three-Dimensional Spectral OCT/SLO Topography and Microperimetry: Steps toward Achieving Functional Spectral OCT/SLO. Ophthalmic Research, 43(2), 92–98.
- Morales MU, Saker S, Rajnikant L. Mehta, et al. (2013). Preferred retinal locus profile during prolonged fixation attempts. Can J Ophtalmol, 48:368–374.
- Morales MU, Saker S, Wilde C, Pellizzari C, Pallikaris A, Notaroberto N, Rubinstein M, Rui C, Limoli P, Smolek MK, Amoaku WM. Reference clinical database for fixation stability metrics in normal subjects measured with the MAIA microperimeter. Trans Vis Sci Tech. 2016. 5(6):6.
- 11. Fujii GY, de Juan E, Sunness J, et al. Patient selection for macular translocation surgery using the scanning laser ophthalmoscope. Ophthalmology. 2002;109:1737–1744.
- Crossland MD, Dunbar HM, Rubin GS. Fixation stability measurement using the MP1 micro- perimeter. Retina. 2009;29:651-656.
- Vujosevic S, Smolek MK, Lebow KA, Notaroberto N, Pallikaris A, Casciano M. Detection of macular function changes in early (AREDS 2) and intermediate (AREDS 3) age-related macular degeneration. Ophthalmologica. 2011;225(3):155-160.
- Wu Z, Cunefare D, Chiu E, et al. Longitudinal associations between microstructural changes and microperimetry in the early stages of age-related macular degeneration. Investig Ophthalmol Vis Sci. 2016;57(8):3714.
- Iwama D, Tsujikawa A, Ojima Y, et al. Relationship between retinal sensitivity and morphologic changes in eyes with confluent soft drusen. Clin Experiment Ophthalmol. 2010;38(5):483-488.
- Sulzbacher F, Kiss C, Kaider A, et al. Correlation of SD-OCT features and retinal sensitivity in neovascular age-related macular degeneration. Investig Ophthalmol Vis Sci. 2012;53(10):6448-6455.
- Pilotto E, Convento E, Guidolin F, et al. Microperimetry features of geographic atrophy identified with en face optical coherence tomography. JAMA Ophthalmol. 2016;134(8):873.
- Sulzbacher F, Roberts P, Munk MR, et al. Relationship of retinal morphology and retinal sensitivity in the treatment of neovascular age-related macular degeneration using aflibercept. Investig Ophthalmol Vis Sci. 2015;56(2):1158-1167.
- Morales MU, Saker S, Wilde C, Rubinstein M, Limoli P, Amoaku WM. Biofeedback fixation training method for improving eccentric vision in patients with loss of foveal function secondary to different maculopathies. Int Ophthalmol. 2020 Feb;40(2):305-312.
- Steinberg, J. S., Fitzke, F. W., Fimmers, R., Fleckenstein, M., Holz, F. G., & Schmitz-Valckenberg, S. (2015). Scotopic and Photopic Microperimetry in Patients with Reticular Drusen and Age-Related Macular Degeneration. JAMA Ophthalmology, 133(6), 690. doi:10.1001/jamaophthalmol.2015.0477
- Vujosevic, S., Midena, E., Pilotto, E., et al., 2006. Diabetic macular edema: correlation between microperimetry and optical coherence tomography findings. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 47, 3044–3051.
- 22. Edoardo Midena, Stela Vujosevic. Microperimetry in diabetic retinopathy. Saudi Journal of Ophthalmology (2011) 25, 131–135.
- 23. Vujosevic S., Martini F., Midena E. Subthreshold micropulse yellow laser versus subthreshold microculpe infrared laser in center-involving diabetic macular edema: morphologic and Functional Safety. Expert Rev Ophthalmol. 2018;13(6):311-320.

- Moore SM., Chao DL. Application of subthreshold laser therapy in retinal diseases: a review. Expert Rev Ophthalmol. 2018;13(6):311-320.
- Chiang W., Lee J., Chen Y., et al. Fixation behavior in macular dystrophy assessed by microperimetry. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. 2018; 256(8): 1403–1410.
- Ramírez Estudillo, León Higuera, Rojas Juárez, et al. Visual rehabilitation via microperimetry in patients with geographic atrophy: a pilot study. Int J Retina Vitreous. 2017 May 22;3:21.
- 27. Meyer CH, Callizo J, Schmidt JC, et al. Functional and anatomical findings in acute Purtscher's retinopathy. Ophthalmologica 2006;220:343-6.
- Chalam KV, Agarwal S, Gupta SK, et al. Recovery of retinal sensitivity after transient branch retinal artery occlusion. Ophthalm Surg Lasers Imaging 2007;38:328-9.
- Tomiyasu, T., Hirano, Y., Suzuki, N., Esaki, Y., Yasuda, Y., Uemura, A., ... Ogura, Y. (2018). Structural and Functional Analyses of Retinal Ischemia in Eyes with Retinal Vein Occlusion: Relationship with Macular Edema or Microaneurysm Formation. Ophthalmic Research, 1–8.
- 30. Ozdemir H, Karacorlu SA, Senturk F, et al. Assessment of macular function by microperimetry in unilateral resolved central serous chorioretinopathy. Eye 2008;22:204-8.
- Kiss CG, Barisani-Asenbauer T, Simader C, et al. Central visual field impair- ment during and following cystoid macular oedema. Br J Ophthalmol 2008;92:84-8.
- Wang, Z., Qi, Y., Liang, X., Yu, Y., Chen, J., Wang, J., ... Liu, W. (2018). MP-3 measurement of retinal sensitivity in macular hole area and its predictive value on visual prognosis. International Ophthalmology.
- Uğurlu A, Aslanova M, Cebeci Z, Kır Mercül N. Evaluation of Maculopathy in Patients Using Hydroxychloroquine. Turk J Ophthalmol. 2019;49(3):149–153.

5. Retina

OFTALMOSCOPIA DIRETA E INDIRETA

João Chaves^{1*}, João Figueira^{1,2,3}, Nisa Silva^{4*}, Angelina Meireles^{4,5}

- * ambos os autores contribuiram de forma relevante para este capítulo e devem ser considerados co-primeiros autores
- ¹ Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra
- ² Associação para Investigação e Inovação em Luz e Imagem
- ³ Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra
- ⁴ Centro Hospitalar e Universitário do Porto
- ⁵ Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar

INTRODUÇÃO

A oftalmoscopia, tal como a conhecemos nos dias de hoje, advém da invenção do oftalmoscópio no século 19 (Charles Babbage em 1849), quando cientistas reconheceram a possibilidade de observar o luar pupilar assim que um feixe luminoso fica alinhado com o eixo visual de um observador. Mais tarde, em 1851, o alemão Hermann von Helmholtz descreveu os princípios óticos da oftalmoscopia ficando conhecido como o inventor do oftalmoscópio direto ao ter construído um instrumento semelhante ao utilizado atualmente.¹ Os avanços tecnológicos levaram à introdução de um outro sistema de visualização do fundo ocular que se convencionou denominar oftalmoscopia indireta.^{2,3}

OFTALMOSCOPIA DIRETA

O princípio básico assenta na capacidade de um espelho direcionar os raios provenientes de uma fonte luminosa dirigida ao olho de um sujeito, que refletidos pela sua retina atravessam um orifício do instrumento tornando o fundo ocular visível.

Descrição do aparelho

O oftalmoscópio convencional é constituído por duas peças: uma cabeça e um manípulo. Na cabeça, encontrase do lado do observador: a borracha de sobrancelha, o orifício de visualização e o indicador do valor da lente; na lateral: o disco de Rekoss para ajuste da lente; do lado do sujeito: o espelho, a fonte de luz, o disco de intensidade luminosa, o botão para seleção da abertura (grande, intermédia, pequena, em fenda ou com alvo de fixação) e filtro (azul cobalto, *red-free*) do diafragma. No manípulo, encontra-se o botão ligar/desligar e o sistema de bateria recarregável, como ilustra a Fig.1.

O sistema de iluminação (Fig.2) consiste num feixe luminoso originado por uma lâmpada incandescente que atravessa uma abertura e 2 lentes que convergem os raios num pequeno espelho com inclinação de 45°. Um cone luminoso a 90° gerado pela reflexão dos raios no espelho do oftalmoscópio é projetado no olho do sujeito. O sistema de visualização (Fig.2) permite ao observador ver a luz refletida pela retina do sujeito. O disco Rekoss permite selecionar lentes esféricas ajustadas à ametropia do sujeito, isto é, lentes negativas se o sujeito é míope ou lentes positivas se é hipermetrope.⁴



Fig. 1. Oftalmoscópio convencional



Fig. 2. Sistemas de iluminação e visualização

Princípios básicos de interpretação

O oftalmoscópio direto forma uma imagem virtual da retina não invertida, cuja ampliação é de aproximadamente 15x (dependendo do erro refrativo do doente). O campo de visão é de apenas 5º e, por isso, a sua maior utilidade na avaliação do polo posterior e disco ótico. As duas formas de otimizar a área de retina visualizada são a midríase farmacológica (tropicamida e/ou fenilefrina) e a aproximação do oftalmoscópio ao olho. A distância ideal é de 2 centímetros. A rotação do oftalmoscópio é necessária para a apreciação das diferentes estruturas do fundo ocular, sendo que a fóvea é exposta com uma rotação nasal de 3º (visualização da retina temporal) e o disco ótico com uma rotação temporal de cerca de 10º (visualização da retina nasal), no plano horizontal. Os movimentos do oftalmoscópio no plano vertical permitem observar as arcadas vasculares. A retina periférica, até à zona do equador, pode ser examinada em condições de midríase total. Um dos obstáculos à observação é o reflexo corneano, devido à reflexão de alguns raios luminosos ao nível da córnea. O oftalmoscópio mais recente PanOptic® tem um campo de visão 5x superior (25°) e um aumento de 26% de ampliação, em comparação com o oftalmoscópio convencional. Este instrumento permite a realização da fundoscopia direta em pupilas pouco dilatadas e a uma maior distância do olho.5,6

Descrição da técnica de oftalmoscopia direta

A realização do exame deve iniciar-se pela explicação do procedimento. O doente deve estar sentado de forma confortável numa sala com baixa luminosidade. O observador deve manter a correção ótica que usa, ao contrário do doente que, se usar óculos, deve retirá-los. O doente é instruído para olhar em frente, para o longe, podendo-se apresentar um alvo de fixação numa parede oposta. O observador coloca-se à distância de um braço, com o seu queixo ao nível da bochecha do doente. É boa prática usar a mão livre para apoiar a cabeça do doente, com o polegar a auxiliar na abertura da pálpebra superior (Fig. 3). A lateralidade do olho utilizado na observação é a mesma que a do olho examinado, isto é, o exame do olho direito do doente é realizado com o olho direito do observador. Antes de iniciar o exame, a lente de 0 dioptrias é selecionada, assim como a abertura ou filtro de diafragma adequado. Em pupilas dilatadas a mais usada é a abertura grande enquanto que em pupilas não dilatadas deve-se usar a abertura pequena. A abertura em fenda pode ser usada para avaliar a profundidade e contornos de lesões, embora esta avaliação seja dificultada pela ausência de estereopsia. A abertura com alvo de fixação usa-se para identificar fixação excêntrica. Quanto aos filtros: o azul cobalto para detetar erosões da córnea; o filtro verde (red-free) para visualizar as fibras nervosas e alterações vasculares, como microaneurismas. Alguns instrumentos permitem ainda diminuir o glare através de um filtro polarizado.

Deve-se colocar a luz com intensidade máxima, exceto se houver fotofobia. Através do orifício de visualização do oftalmoscópio, o observador começa por identificar o luar pupilar. Com um pequeno *tilt* de 15º do oftalmoscópio e cabeça do observador, este aproxima-se lentamente, mantendo o luar pupilar como alvo, até observar a retina a cerca de 2 centímetros do olho do doente. Nesta fase, a focagem da retina pode ser melhorada, ajustando a lente de refração, de acordo com a ametropia do doente e acomodação do observador. A primeira estrutura observada é, muitas vezes, o disco ótico. Caso isso não aconteça, deve-se seguir o trajeto vascular em direção ao disco ótico. A área peripapilar pode ser examinada com o filtro red-free para deteção de defeitos da camada de fibras nervosas. Posteriormente, sugere-se a observação da área superonasal, inferonasal, inferotemporal e superotemporal, seguindo o trajeto vascular, e, por fim, a mácula, como mostra a Fig. 3. A mácula é exposta quando o doente olha em direção à luz do oftalmoscópio. A duração do exame não deve ultrapassar os 35 segundos, dado o desconforto causado ao doente. Deve-se proceder a uma avaliação sistemática, atendendo ao tamanho, forma e bordos do disco ótico, ao rácio cup/disc ou anel neuroretiniano, ao calibre e estrutura vascular e cor e aspeto da mácula. A retina periférica pode ser observada, instruindo o doente a olhar para os lados, isto é, para cima (retina superior), baixo (retina inferior), temporal (retina temporal) e nasal (retina nasal). A altura de uma lesão pode ser estimada pela diferença do valor da lente que foca a retina plana e que foca a superfície da lesão, sendo que uma diferença de 3 dioptrias corresponde a 1 milímetro.⁵⁻⁷



Fig 3. Técnica da oftalmoscopia direta: posicionamento e sequência da fundoscopia. Retirado de: Capítulo Posterior Segment Examination de Practical Ophthalmology: A Manual for Beginning Residents. Published by American Academy of Ophthalmology (2015), pág. 273.

Indicações clínicas

Embora a tendência para o uso da oftalmoscopia indireta em detrimento da oftalmoscopia direta, esta mantém um papel importante na avaliação de doentes com mobilidade reduzida ou que exigem a observação no leito (por ex. Serviço Urgência ou Internamento). Além disso, é acessível e de fácil manuseamento para outras especialidades, tais como Neurologia e Medicina Geral e Familiar. A aplicação clínica do oftalmoscópio direto é variada. A observação do segmento anterior é limitada, mas corpos estranhos, erosões ou opacidades corneanas e cataratas podem ser diagnosticadas. Na fundoscopia direta existem múltiplos achados, entre eles: o edema papilar, em neuropatias óticas, retinopatia hipertensiva ou hipertensão intracraniana; o aumento do rácio cup/ disc, no glaucoma; as alterações da estrutura vascular, como os cruzamentos arteriovenosos encontrados na retinopatia hipertensiva e os microaneurismas na retinopatia diabética; as hemorragias em chama de vela ou dot/blot, os exsudados duros e algodonosos, comuns na

retinopatia diabética, retinopatia hipertensiva ou oclusão venosa da retina; a mancha em "cor de cereja", as placas de *Hollenhorst* e a palidez retiniana, que sugerem oclusão arterial da retina. Os reflexos pupilares e o tipo de fixação nos estrabismos também podem ser testados.

OFTALMOSCOPIA INDIRETA

A denominação oftalmoscopia indireta advém do facto da visualização do fundo ocular, utilizando um oftalmoscópio binocular indireto ou uma lâmpada de fenda, ser feita através de uma lente asférica posicionada entre o olho e os referidos equipamentos^{1,2}.

A oftalmoscopia indireta com lâmpada de fenda pode ser executada com lentes de não contacto (ex: 60, 78 ou 90D). O campo de visão é moderado (68º com lente de 60D e 74º com 90D) e a utilização do feixe de luz em fenda com a conjugação dos movimentos oculares permite visualizar uma grande área do fundo ocular².

O oftalmoscópio binocular indireto consiste num dispositivo binocular que oticamente reduz a distância interpupilar do examinador auxiliado por um sistema de luz ajustável, permitindo observar o fundo ocular através de uma imagem estereoscópica invertida com cerca de 2x a 5x de ampliação. Este instrumento portátil é complementado com o uso de lentes de diferentes poderes dióptricos posicionadas manualmente pelo utilizador. Nos doentes com boa dilatação pupilar é muitas vezes possível examinar a *ora serrata* sem instrumentos adicionais. No entanto, para uma observação mais detalhada da retina periférica, especialmente na presença de uma midríase insuficiente, muitas vezes é necessário o recurso à indentação escleral^{2,3}.

Na oftalmoscopia binocular indireta o poder dióptrico da lente utilizada determina 3 particularidades: a distância de observação, a ampliação e o campo de visão.

Como regra, quanto menor o poder dióptrico da lente utilizada, menor o campo de visão e maior a ampliação obtida e a distância de observação. Assim, lentes de baixo poder dióptrico (ex: +14D) apresentam uma grande ampliação, mas um campo visual limitado e necessitam de uma maior distância de observação, dificultando a técnica de visualização.

A ampliação de uma lente pode ser estimada dividindo o poder dióptrico do olho ($\approx 60D$) pelo poder dióptrico da lente utilizada (Ex: o uso de uma lente + 20D permite uma ampliação de 3x, 60/20=3x)³.

A oftalmoscopia indireta possibilita a visualização de todo o fundo ocular com uma imagem real de alta qualidade e tem diversas vantagens em relação à oftalmoscopia direta, em que se destacam⁷:

- Visão binocular com perceção de profundidade (estereopsia);
- Maior campo de visão;
- Pode ser combinada com indentação escleral para examinar a extrema periferia;
- Não é afetada pelo estado refrativo do doente;
- Pode ser usada no bloco operatório com baixo risco de

contaminação;

 Apresenta um feixe de luz de maior intensidade com maior penetração através de meios opacificados (ex: catarata), o que permite melhor avaliação dos detalhes da retina;

A maior limitação desta técnica é apresentar uma imagem invertida e reversa, tornando a avaliação do fundo ocular tecnicamente mais difícil e com uma maior curva de aprendizagem.

Descrição da técnica com oftalmoscópio binocular indireto

O exame pode ser realizado com o doente sentado, deitado em decúbito dorsal ou numa cadeira reclinada, mas garantindo espaço livre que permita a liberdade de movimentos ao médico que executa a técnica. A distância de trabalho deve ser de um braço e a iluminação da sala deve ser diminuída.

Ambas as pupilas devem ser dilatadas, exceto na existência de contraindicação, e deve ser explicado ao doente para abrir ambos os olhos.

O oftalmoscópio deve ser ajustado à cabeça do examinador, corrigindo a distância interpupilar e alinhando o foco luminoso no campo visual localizado a um braço de distância. Para tal, inicialmente é encerrado o olho esquerdo e com o polegar a 40-50 cm é feito o ajustamento da distância interpupilar e a centragem da imagem do referido dedo no campo de visão do olho direito. Posteriormente, é encerrado o olho direito repetindo o mesmo processo para os ajustes do olho esquerdo. Se a distância interpupilar for a correta é observado uma imagem única ao abrir ambos os olhos.

A lente deve ser segurada com o indicador e o polegar da mão não dominante do médico, podendo a mesma estar apoiada no rebordo orbitário superior, reservando a mão dominante para o uso do indentador e/ou elaboração de desenhos através de um código de cores⁸ (tabela 1).

Para analisar o olho direito, o observador mantém-se do lado direito do doente e além do polo posterior, devem ser examinadas 8 regiões de forma sistemática com imagens sobrepostas: superior, nasal superior, nasal, nasal inferior, inferior, temporal inferior, temporal e temporal superior. O doente é instruído a olhar na direção que se pretende observar e o foco da imagem deve manter-se a 180º de distância (Ex: para observar a retina nasal do olho direito deve ser indicado ao doente a olhar à esquerda enquanto o foco da imagem se mantem à direita/região temporal). Para realizar este varrimento no sentido dos ponteiros do relógio o clínico necessita de se mobilizar em redor do doente mantendo todos os componentes óticos alinhados (eixo visual do examinador, centro da lente e centro da pupila) e executando um tilt da lente de modo a ficar paralela à face do examinador, assegurando a distância de um braço e a aproximadamente 4 a 5 cm do olho do doente.

Por fim, no caso de ser necessário um melhor detalhe na observação da periferia entre o equador (14mm do limbo) e a *ora serrata* (8mm do limbo), pode ser realizada a indentação escleral⁹. Deve ser explicado ao doente para fixar o observador e o indentador ajustado entre o polegar e dedo indicador da mão dominante é então posicionado na região selecionada, tangencialmente ao globo ocular. Posteriormente, o doente deve olhar em direção ao indentador e a retina é observada através da lente, usando uma massajem ao longo da pálpebra para obter diferentes ângulos de observação do tecido adjacente¹⁰.

Esquema de cores na representação do fundo ocular		
Retina assente	Vermelho	
Retina descolada	Azul	
Rasgadura de retina	Vermelho com contorno azul	
Flap de rasgadura de retina	Azul	
Degenerescência em <i>Lattice</i>	Contorno azul e preenchimento com riscas azuis	
Exsudatos	Amarelo	
Pigmento retiniano	Preto	
Opacidades vítreas	Verde	
Veias retinianas	Azul	

Tabela 1- Esquema de cores na representação do fundo ocular⁸

Indicações clínicas

A oftalmoscopia indireta tem múltiplas aplicações, assumindo particular importância na descrição de lesões periféricas. Seguidamente descrevemos algumas dessas indicações¹¹.

- Este exame permanece o *gold standard* para o diagnóstico da retinopatia da prematuridade;
- É considerada o *gold standard* para o diagnóstico de descolamentos de retina e visualização de patologias na extrema periferia;
- Pode ser utilizada na retinopatia diabética para a deteção de neovasos *elsewhere* (NVEs) e distingui-los das anormalidades microvasculares intraretinianas (*IRMA*), contudo deve ser associado à oftalmoscopia directa ou biomicroscopia do fundo ocular;
- Em eventos traumáticos pode auxiliar no diagnóstico de diálises retinianas em doentes assintomáticos ou com queixas de *floaters;*
- Aplicação no pré-operatório imediato de cirurgia de vítreo-retina para confirmar a localização de rasgaduras de retina, averiguação de hemorragias, estadio de descolamentos, etc.;
- Observação pós-operatória imediata de retinopexia pneumática ou outro tipo de cirurgia vítreoretiniana;
- Uso terapêutico com aplicação simultânea de fotocoagulação laser;

Referências

- 1. Sherman SE. The history of the ophthalmoscope. Doc Ophthalmol 1989;71:221–228.
- American Academy of Ophthalmology. (2019). 2019-2020 Bcsc: Retina and Vitreous. San Francisco, parte 1, págs 48-49
- 3. Blomquist, P. H. (2015). Practical ophthalmology: a manual for beginning residents. San Francisco, CA: American Academy of Ophthalmology.
- 4. Timberlake GT. The Direct Ophthalmoscope How it Works and How to Use It. Disponível em: <u>https://web.media.mit.edu/~raskar/Eye/</u> <u>TheDirectOphthalmoscope.pdf</u>
- 5. Mackay DD, Garza PS, Bruce BB, Newman NJ, Biousse V. The demise of direct ophthalmoscopy: a modern clinical challenge. Neurol Clin Pract. 2015 Apr;5(2):150-157
- 6. Gurney SP, Makanjuola T, Kutubi M, Parulekar M, Abbott J. Howto use...the direct ophthalmoscope. Arch Dis Child Educ Pract Ed. 2018 April;103(2):102-109
- Cordero I. Understanding and caring for an indirect ophthalmoscope. Community Eye Health. 2016;29 (95):57.
- Mukherjee, P. K. (2016). Clinical examination in ophthalmology. New Delhi: Elsevier, capítulo 20, págs 314-321
- 9. Lee, J.-S. (2019). Primary eye examination: a comprehensive guide to diagnosis. Singapore: Springer, capítulo 15, págs 209-229
- Carlson, N. B., & Kurtz, D. (2016). Clinical procedures for ocular examination. New York: McGraw-Hill Education, capítulo 5, págs 328-338
- 11. Ryan, S. J., & Schachat, A. P. (2018). Ryans Retina. Edinburgh: Elsevier.

RETINOGRAFIA

André Coutinho^{1*}, Raquel E. Marques^{*}, Grimalde Trindade², Luís Abegão Pinto, Isabel Pires^{2,3,4}

- * ambos os aulores contribuiram de forma relevante para este capítulo e devem ser considerados co-primeiros autores
- ¹ Centro Hospitalar do Baixo Vouga
- ² Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra
- ³ Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra
- ⁴ Associação para Investigação Biomédica e Inovação em Luz e Imagem

INTRODUÇÃO

A retinografia é um exame que permite fotografar e observar a retina, nervo ótico e vasos sanguíneos, sendo fundamental no diagnóstico e seguimento das mais diversas patologias do fundo ocular.

A fotografia do fundo ocular sofreu uma evolução significativa durante o século passado. A primeira câmara de fundo ocular (retinógrafo) foi desenvolvido pela Carl Zeiss Company, em 1926, permitindo uma imagem de 20° e, posteriormente, de 30° do polo posterior¹. Ao longo dos anos, os equipamentos evoluíram no sentido da obtenção de imagens de melhor qualidade, com opções de campo amplo, sem necessidade de dilatação pupilar, *pupil tracking* e, mais recentemente, equipamentos portáteis². Atualmente, existem retinógrafos que permitem a aquisição de imagens até 200° com uma simples captura¹. A retinografia é um exame indolor e sem riscos para o doente; quando é realizado sob midríase farmacológica, o doente fica impedido de conduzir.

O modo de processamento das imagens sofreu, também, uma evolução significativa com o aparecimento dos retinógrafos digitais. Atualmente, é possível observar as imagens logo após a sua aquisição, fazer a sua seleção e processamento, medir estruturas e comparar com exames anteriores, em contraste com os retinógrafos anteriores, que requeriam a revelação (demorada) do filme fotográfico. Com o aparecimento da fotografia digital do fundo ocular, imagens de alta qualidade da retina, vasos sanguíneos, nervo ótico e mácula podem ser obtidas rápida e remotamente, mesmo sem dilatação pupilar³. Assim, é usada frequentemente no diagnóstico e classificação da patologia da retina, em telemedicina e estudos clínicos.

SISTEMAS DE AQUISIÇÃO

Os sistemas de documentação fotográfica do fundo ocular dividem-se basicamente em câmara de fundo convencional – retinógrafo - e o oftalmoscópio confocal de varrimento laser (*Confocal Scanning Laser Ophthalmoscope*, cSLO)⁴. Os retinógrafos são microscópios de baixa potência com uma câmara anexa, que obtêm a imagem do fundo do olho expondo a retina a um *flash* de luz branca, sendo capturada toda a luz refletida. Assim, é comum dividir o sistema ótico dos retinógrafos em dois subsistemas, o de iluminação e o de captação. Os processos de iluminação e captação são dificultados devido à grande quantidade de interfaces no olho, como a córnea, cristalino, íris e humor vítreo. Por este motivo, quase a totalidade dos retinógrafos digitais utiliza sensores de imagem com tecnologia CCD (*Charge-Coupled Device*), que confere ao equipamento uma relação sinal/ruído melhor e consequente melhor qualidade de imagem⁵.

Muitos dos equipamentos recentes usam o princípio cSLO que, ao contrário dos retinógrafos convencionais, utilizam um laser para iluminar a retina. A imagem confocal resulta do varrimento de uma determinada área através de um feixe de laser, sendo depois a imagem captada através uma abertura (*pinhole*). A abertura confocal suprime a luz refletida ou dispersa fora do plano focal fornecendo uma imagem nítida e de alto contraste sem necessidade de dilatação pupilar⁶. As vantagens do cSLO sobre os retinógrafos convencionais incluem melhor qualidade da imagem, maior conforto para o doente, capacidade de obtenção de vídeo e facilidade em obter imagens em doentes com má dilatação pupilar⁷. Esta técnica será abordada de forma mais detalhada noutro capítulo.

TÉCNICAS PARA AQUISIÇÃO DE RETINOGRAFIA

Existem 3 tipos de fotografia do fundo ocular, a fotografia com cor, o *red-free* e a fotografia estereoscópica⁸.

Red-free ou fotografia aneritra é uma técnica que utiliza um filtro verde para modificar os tons em imagens monocromáticas e aumentar a dispersão de luz em comprimentos de onda curtos⁷. Limitando a faixa espectral da fonte de iluminação, pode ser melhorada a imagem de várias estruturas da retina⁹. Os vasos da retina e a camada de fibras nervosas do nervo ótico são observadas com maior detalhe, o que facilita a identificação de hemorragias, exsudatos, drusens, microaneurismas ou defeitos da camada de fibras nervosas do nervo ótico⁷.

A fotografia estereoscópica do fundo ocular aumenta a informação diagnóstica, fornecendo uma sensação visual de profundidade e realismo em relação às imagens bidimensionais, melhorando a informação de alterações da superfície da retina⁹. Esta imagem é captada alterando a posição da câmara alguns milímetros entre fotografias sequenciais⁹. Esta técnica é frequentemente incluída em protocolos de estudos clínicos na retina, incluindo o estudo ETDRS, essencial para a deteção do edema da retina.

CAMPO DA RETINOGRAFIA

Os retinógrafos convencionais adquirem imagens com um campo entre 30 e 50°, o que permite documentar o polo posterior^{1,10}. A necessidade de diagnosticar e seguir a evolução de lesões na retina periférica deu origem, no final da década de 1990, ao aparecimento da retinografia de campo amplo (*widefield* (WF)) e campo ultra-amplo (*ultra-widefield* (UWF)).

Um grupo de especialistas em imagem da retina definiu, recentemente, campo amplo e ultra-amplo¹¹. Assim, a imagem de campo amplo é obtida através de captura única centrada à fóvea, e estende-se das arcadas vasculares à extremidade posterior da ampola das veias vorticosas nos 4 quadrantes média periferia, 60°-100°; a imagem de campo ultra-amplo é obtida em captura única centrada à fóvea, e inclui a retina anterior à extremidade da ampola das veias vorticosas, além da pars plana, nos 4 quadrantes - extrema periferia, 110°-220°^{1,11}. O mesmo grupo definiu panretinal como uma imagem de toda a retina. Até 2019 nenhum equipamento disponível no mercado tinha capacidade para obter estas imagens com uma simples captura(1). Algumas limitações têm sido apontadas, como a dificuldade em medir com precisão a área da superfície da retina para determinar as dimensões das lesões, a presença de artefactos e cílios nas imagens e a dificuldade em representar uma superfície 3D numa imagem 2D.

SISTEMAS IMAGIOLÓGICOS DE CAMPO AMPLO E ULTRA-AMPLO

O Optos (Optos, PLC, Dunfermline, Reino Unido) usa a tecnologia cSLO para capturar imagens até 200° ou aproximadamente 82% da retina . O sistema multimodal Optos permite realizar fotografia pseudo-cor, autofluorescência, angiografia com fluoresceína e verde de indocianina e, mais recentemente, OCT. O equipamento não necessita de lente de contacto ou midríase, e é particularmente útil em situações de difícil visualização do segmento posterior, como ocorre em doentes com queratoprótese ou com gás na cavidade vítrea¹.

O Clarus 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Alemanha) é um equipamento que permite a obtenção de imagens até 133° da retina. Associa uma ótica parcialmente confocal com imagem de cor real. A ótica parcialmente confocal reduz os artefactos produzidos pelas pálpebras e cílios e a luz verde, vermelha e azul é responsável pela imagem com cor real¹². O equipamento possui também a capacidade para captar fotografias da superfície externa, autofluorescência e infra-red¹³ (Figura 1). O sistema Multicolor (Spectralis SD-OCT, Heidelberg Engineering, Heidelberg, Alemanha) usa a tecnologia cSLO com laser de 3 comprimentos de onda diferentes, o que permite avaliar a retina em diferentes profundidades para uma análise detalhada das diversas camadas¹⁴. O Multicolor está integrado na plataforma Spectralis® para a imagiologia multimodal, e os módulos são selecionados de acordo com as necessidades do cliente. O Spectralis Widefield Imaging Module permite aquisição de imagens de 55° em todos os modos de captação, incluindo o Multicolor, autofluorescência com laser azul (BluePeakTM), refletância infra-vermelha, angiografia e OCT.

APLICAÇÃO CLÍNICA DA RETINOGRAFIA

A fotografia a cores do fundo ocular (FCFO) é um registo permanente, reprodutível e transmissível das características do fundo ocular normal ou com patologia da mácula, doença vascular da retina, doenças inflamatórias e tumores da retina e coroide e patologia da retina periférica e do nervo ótico. Complementa a observação clínica e os achados de outros exames complementares (imagiologia multimodal) no diagnostico, classificação, monitorização longitudinal da história natural ou durante tratamento e avaliação de prognóstico. É usada em contexto de rastreios populacionais, na prática clinica e na investigação clínica. Mais recentemente, a fotografia WF e UWF permite avaliar a extensão à periferia da patologia macular e vascular da retina; detetar as lesões que afetam predominantemente a retina periférica, nomeadamente doenças vasculares periféricas, degenerescência e ruturas da retina periférica; documentar dimensão da patologia inflamatória e infeciosa e inferir a sua atividade ou observar alterações do vítreo.

APLICAÇÃO CLÍNICA DA RETINOGRAFIA NA DEGENERESCÊNCIA MACULAR DA IDADE

A degenerescência macular da idade (DMI) tem sido tradicionalmente classificada com base na FCFO em DMI precoce, pela presença de drusens de tamanho médio (63 a 125 µm), ou DMI intermédia, quando existem drusens grandes $\geq 125 \ \mu m$ ou alterações pigmentares do epitélio pigmentado da retina (EPR) (hipo/hiperpigmentação) com drusens médios/grandes, distinção que tem valor preditivo para progressão para DMI avançada^{15,16} (Figura 2). As imagens possibilitam também avaliar outras características dos drusens, como o bordo (distinto/ indistinto); se são duros (pequenos <63 µm, associados ao envelhecimento)¹⁵, moles (grandes \geq 125 µm), calcificados (maior risco de atrofia)¹⁷, ou reticulares (maior risco de DMI exsudativa)17,18; localização, número e área que ocupam se maior, maior risco de neovascularização coroideia (NC) e atrofia^{19,20}. Na DMI avançada - exsudativa - documenta sinais da presença ou atividade de NC, como edema, hemorragias (*de novo*), exsudação lipídica ou descolamento do EPR. Na DMI avançada - atrofia geográfica - mostra a localização, número e dimensão da(s) área(s) de atrofia do EPR, com valor prognóstico para a progressão da AG²¹, delimitadas, hipopigmentadas e permitindo a visualização dos grandes vasos da coroide²². Os sistemas WF e UWF têm mostrado, em doentes com DMI, a presença (frequente) de alterações na periferia, como drusens, atrofia e alterações pigmentares, favorecendo o conceito de uma doença que não afeta exclusivamente a mácula^{23,24}.

APLICAÇÃO CLÍNICA DA RETINOGRAFIA NA RETINOPATIA DIABÉTICA

Na retinopatia diabética (RD), a FCFO com estereopsia de 7-campos, proposta pelo ETDRS, é o método padrão para a deteção e classificação da RD(25); no entanto, é complexa e difícil de implementar, pelo que tem sido substituída na prática clinica por outros protocolos de aquisição da imagem: não midriática, 1-3 campos. A classificação da RD baseia-se na presença, número e distribuição das lesões como microaneurismas, hemorragias (do vítreo, intra/ pré-retiniana), manchas algodonosas, exsudatos duros, anomalias microvasculares intrarretinianas, *venous beading*, neovasos, descolamento tracional da retina ou marcas de fotocoagulação²⁶ (Figura 3). As fotografias adquiridas com estereopsia permitem identificar e classificar o edema macular, a principal causa de perda visual no diabético²⁷.

A fotografia digital é crescentemente usada em telemedicina para o rastreio da RD na população, associada a classificação remota manual ou automática da imagem, com eficácia comprovada na deteção precoce de lesões referenciáveis de RD e prevenção de perda visual no doente diabético; tem permitido, também, detetar patologia ocular associada^{28–30}.

Com os sistemas UWF é possível visualizar lesões de RD na retina periférica que, sendo predominantes, foram relacionadas com maior risco de progressão da RD e de evolução para RD proliferativa^{10,31}. As lesões de RD na periferia da retina foram também associadas a isquemia periférica, fator importante na progressão da RD¹¹. O protocolo AA da rede DRCR.net tem como objetivo determinar se a avaliação da retina periférica com sistemas UWF, comparada com a fotografia *standard* dos 7-campos, complementa a classificação da RD e permite prever a sua progressão (agravamento) e identificar doentes de alto risco³². A associação de sistemas WF/UWF aos programas de rastreio poderá aumentar a sua eficácia³³.



Fig. 1. Retinopatia diabética proliferativa - imagem obtida com retinógrafo Clarus 500® - Carl Zeiss Meditec.



Fig. 2. Degenerescência macular da idade intermédia - drusens maculares grandes e alterações pigmentares.



Fig. 3. Retinopatia diabética não proliferativa - microaneurismas, hemorragias, exsudatos duros.

APLICAÇÃO CLÍNICA DA RETINOGRAFIA NO GLAUCOMA

Na subespecialidade de Glaucoma, assume particular importância a retinografia centrada ao disco ótico; para obtenção da mesma, o alvo de fixação terá uma localização no campo visual monocular nasal.

De acordo com as guidelines britânicas do National Institute of Health and Clinical Excellence (NICE), a avaliação morfológica do disco ótico integra o conjunto de exames recomendados no estudo de doentes com hipertensão ocular ou suspeita de glaucoma, pelo que a retinografia se apresenta como essencial no estudo destes doentes.³⁴ O seu papel é tão importante que inclusivamente se assume como *outcome* primário em alguns dos mais relevantes ensaios clínicos, como o *Ocular Hypertension Treatment Study*³⁵ e o *Early Manifest Glaucoma Trial.*³⁶

Este exame deverá ser atentamente avaliado quanto a diversos parâmetros / características (tabela 1, figura 4):

Tabela 1. Sinais retinográficos de neuropatia ótica glaucomatosa.

Parâmetro imagiológico	Características	
Coloração do disco ótico	A palidez focal ou difusa é sugestiva de perda axonal crónica e irreversível.	
	Existem diversas formas de quantificar o rácio escavação/disco (área, diâmetro horizontal ou diâmetro vertical). ³⁷ Nas patologias de perda axonal, a escavação aumenta relativamente ao disco, com aumento	
	deste rácio. A perda axonal glaucomatosa envolve preferencialmente os polos superior e	
Escavação do disco ótico	inferior do disco ótico, produzindo inicialmente um alongamento vertical da escavação	
Rácio escavação/disco	 assim, o rácio é calculado usualmente com os diâmetros verticais do disco ótico e da escavação.³⁸ 	
	De notar que a escavação do disco ótico deverá ser também correlacionada com a sua coloração, uma vez que um disco pálido e pouco escavado poderá ser mais sugestivo de uma perda visual de etiologia neuroftalmológica;	
	Em discos óticos não-patológicos, a espessura do anel neurorretiniano é maior nos setores	
Anel neurorretiniano	inferior, superior, nasal e por fim temporal (ordem decrescente). ³⁹	
Regra ISNT	Podem ainda ser observadas diminuições focais da espessura do anel neurorretiniano, mais	
	comuns inferior e superiormente, causando entalhes (<i>notches</i>) na margem do disco otico.	
	de vasos em baioneta, e de hemorragias do disco ótico. ⁴⁰	
	Estas últimas apresentam com maior frequência uma localização temporal inferior ⁷ , sendo	
Padrão vascular	a retinografia um método sensível na sua deteção – de acordo com o Ocular Hypertension	
	Treatment Study, das hemorragias do disco registadas em retinografia, apenas 16% haviam	
	sido detetadas pelo exame clínico.41 A fiabilidade na sua deteção é importante, pois	
	constituem fator de risco para progressão da doença. ⁴²	
Exposição da lâmina crivosa	Este sinal tem um carácter pouco específico.	
	Corresponde a uma degeneração do epitélio pigmentado da retina, fotorrecetores e coriocapilar, em região adjacente ao disco ótico. ⁴³	
	A atrofia peripapilar divide-se em duas zonas: <i>alfa</i> (região periférica e irregular de hipo	
A	ou hiperpigmentação, correspondendo a região de adelgaçamento coriorretiniano) e <i>beta</i>	
Atrofia peripapilar	(central, adjacente ao disco ótico, visualizando-se claramente a coloração escleral e dos	
	grandes vasos coroideus). A zona <i>beta</i> é mais prevalente na margem temporal dos discos óticos glaucomatosos, correlacionando-se a sua extensão com o adelgaçamento da camada	
	de fibras nervosas. ^{44,45}	
	São um dos mais precoces sinais de glaucoma. ^{44,46}	
	Podem ser observados mais facilmente na retinografia aneritra, apresentando-se como	
Defeitos localizados da camada de	defeitos cuneiformes não estriados, com ápex proximal face ao disco ótico, e com sinal	
fibras nervosas	hipo-intenso face às regiões adjacentes da retina. ^{45,46}	
libras nervosas	São mais frequentemente encontrados na região temporal inferior, seguida da região	
	temporal superior. ³⁸ Defeitos incipientes são observáveis em sectores distantes do disco	
	ótico, enquanto os mais avançados são contíguos com a margem do disco.⁵	
Assimetria bilateral dos discos óticos	Ainda que sugestivo de glaucoma, este achado isolado apresenta um valor preditivo baixo	
disco)	(apenas de 7% para uma assimetria ≥0.2). ^{38,47}	
, ·	1	
Entre as principais vantagens da retinografia para estudo do disco ótico, contam-se o seu caráter não invasivo¹² e sem necessidade de midríase; aquisição rápida e tecnicamente fácil^{45,47}; possibilidade de melhor avaliação do disco ótico em doente hipocolaborante, permitindo a medição cuidadosa do rácio escavação/disco; uso para fins de ensino médico; e a possibilidade de armazenamento digital das imagens^{45,48}, permitindo a monitorização ao longo do tempo e a comparação entre exames seriados. Como desvantagens, temos a fraca qualidade da imagem em caso de reduzida transparência dos meios óticos ou incumprimento dos requisitos técnicos. Também a representação bidimensional do fundo ocular poderá dificultar a apreciação das imagens, comparativamente à observação fundoscópica direta ou indireta. Este é ainda um exame dependente do operador e tradicionalmente não portátil, dada a dimensão e peso dos aparelhos convencionais.⁴⁸ Avanços recentes têm, contudo, permitido o aparecimento de câmaras miniaturizadas e/ou adaptadas a *smartphones*, que surgem agora como possibilidades para realização de rastreios em localidades mais remotas.⁴⁸



Fig. 4.a) retinografia centrada ao disco ótico, sem aspetos de patologia; 4.b) palidez generalizada do disco ótico; 4.c) hemorragia do disco ótico; 4.d) disco ótico escavado com exposição da lâmina crivosa; 4.e) atrofia peripapilar; 4.f) defeito localizado da camada de fibras nervosas.

BIBLIOGRAFIA

- Patel SN, Shi A, Wibbelsman TD, Klufas MA. Ultra-widefield retinal imaging: an update on recent advances. Ther Adv Ophthalmol. 2020 Jan;12:251584141989949.
- Panwar N, Huang P, Lee J, Keane PA, Chuan TS, Richhariya A, et al. Fundus Photography in the 21st Century—A Review of Recent Technological Advances and Their Implications for Worldwide Healthcare. Telemed e-Health [Internet]. 2016 Mar 1 [cited 2020 Mar 25];22(3):198–208. Available from: https://www.liebertpub. com/doi/10.1089/tmj.2015.0068
- 3. Gajree S, Borooah S, Dhillon B. Imaging in Diabetic Retinopathy: A Review of Current and Future Techniques. Curr Diabetes Rev

[Internet]. 2017 Dec 19 [cited 2020 Mar 25];13(1):26–34. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26582042

- Ferrara DC, Calucci D, Oréfice JL, Costa RA. Avaliação ocular multimodal em doenças heredodistróficas e degenerativas da retina. Vol. 68, Revista Brasileira de Oftalmologia. Sociedade Brasileira de Oftalmologia; 2009. p. 309–17.
- Vieira F, Rodrigues E. Método para a Obtenção de Imagens Coloridas com o Uso de Sensores Monocromáticos - PDF Download grátis [Internet]. 2012. [cited 2020 Mar 26]. Available from: http://docplayer.com.br/31628971-Metodo-para-aobtencao-de-imagens-coloridas-com-o-uso-de-sensoresmonocromaticos.html
- 6. Goh JKH, Cheung CY, Sim SS, Tan PC, Tan GSW, Wong

TY. Retinal Imaging Techniques for Diabetic Retinopathy Screening [Internet]. Vol. 10, Journal of Diabetes Science and Technology. SAGE Publications Inc.; 2016 [cited 2020 Mar 25]. p. 282–94. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/ pubmed/26830491

- Jain AB, Prakash J, Bhende M. Techniques of Fundus Imaging. Sci J Med Vis Res Foun. 2015;XXXIII:100–7.
- Cole ED, Novais EA, Louzada RN, Waheed NK. Contemporary retinal imaging techniques in diabetic retinopathy: a review [Internet]. Vol. 44, Clinical and Experimental Ophthalmology. Blackwell Publishing; 2016 [cited 2020 Mar 25]. p. 289–99. Available from:http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26841250
- Bennett TJ, Barry CJ. Ophthalmic imaging today: An ophthalmic photographer's viewpoint - A review. Vol. 37, Clinical and Experimental Ophthalmology. 2009. p. 2–13.
- Tran K, Pakzad-Vaezi K. Multimodal imaging of diabetic retinopathy [Internet]. Vol. 29, Current opinion in ophthalmology. NLM (Medline); 2018 [cited 2020 Mar 25]. p. 566–75. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30281032
- Choudhry N, Duker JS, Freund KB, Kiss S, Querques G, Rosen R, et al. Classification and Guidelines for Widefield Imaging: Recommendations from the International Widefield Imaging Study Group. Ophthalmol Retin [Internet]. 2019 Oct 1 [cited 2020 Mar 26];3(10):843–9. Available from: http://www.ncbi.nlm. nih.gov/pubmed/31302104
- Hirano T, Imai A, Kasamatsu H, Kakihara S, Toriyama Y, Murata T. Assessment of diabetic retinopathy using two ultra-widefield fundus imaging systems, the Clarus[®] and Optos[™] systems. BMC Ophthalmol [Internet]. 2018 Dec 20 [cited 2020 Mar 25];18(1):332. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/ pubmed/30572870
- CLARUS 500 from ZEISS Analysis and Interpretation Guide [Internet]. 2017 [cited 2020 Mar 25]. Available from: https:// medilexcaribbean.com/wp-content/uploads/2019/05/clarus500_ analysis-interpretation-guide.pdf
- Tan ACS, Fleckenstein M, Schmitz-Valckenberg S, Holz FG. Clinical Application of Multicolor Imaging Technology. Ophthalmologica [Internet]. 2016 Aug 1 [cited 2020 Mar 25];236(1):8–18. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/ pubmed/27404384
- Ferris FL, Wilkinson CP, Bird A, Chakravarthy U, Chew E, Csaky K, et al. Clinical classification of age-related macular degeneration. Ophthalmology [Internet]. 2013 Apr [cited 2020 Mar 23];120(4):844–51. Available from: http://www.ncbi.nlm. nih.gov/pubmed/23332590
- Ferris FL, Davis MD, Clemons TE, Lee LY, Chew EY, Lindblad AS, et al. A simplified severity scale for age-related macular degeneration: AREDS report no. 18. Arch Ophthalmol [Internet]. 2005 Nov [cited 2020 Mar 25];123(11):1570–4. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16286620
- Guymer RH, Rosenfeld PJ, Curcio CA, Holz FG, Staurenghi G, Freund KB, et al. Incomplete Retinal Pigment Epithelial and Outer Retinal Atrophy in Age-Related Macular Degeneration: Classification of Atrophy Meeting Report 4. In: Ophthalmology [Internet]. Elsevier Inc.; 2020 [cited 2020 Mar 23]. p. 394–409. Availablefrom:http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31708275
- 18. Pumariega NM, Smith RT, Sohrab MA, Letien V, Souied EH. A prospective study of reticular macular disease. Ophthalmology

[Internet].2011Aug[cited2020Mar22];118(8):1619–25.Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21550118

- Schmidt-Erfurth U, Waldstein SM, Klimscha S, Sadeghipour A, Hu X, Gerendas BS, et al. Prediction of individual disease conversion in early AMD using artificial intelligence. Investig Ophthalmol Vis Sci. 2018 Jul 1;59(8):3199–208.
- Garrity ST, Sarraf D, Freund KB, Sadda SR. Multimodal imaging of nonneovascular age-related macular degeneration. Investig Ophthalmol Vis Sci. 2018 Mar 1;59(4):AMD48–64.
- Fleckenstein M, Mitchell P, Freund KB, Sadda S, Holz FG, Brittain C, et al. The Progression of Geographic Atrophy Secondary to Age-Related Macular Degeneration. Ophthalmology [Internet].
 2018 Mar 1 [cited 2020 Mar 25];125(3):369–90. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29110945
- 22. Klein ML, Ferris FL, Armstrong J, Hwang TS, Chew EY, Bressler SB, et al. Retinal precursors and the development of geographic atrophy in age-related macular degeneration. Ophthalmology [Internet]. 2008 Jun [cited 2013 Nov 3];115(6):1026–31. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17981333
- Forshaw TRJ, Minör ÅS, Subhi Y, Sørensen TL. Peripheral Retinal Lesions in Eyes with Age-Related Macular Degeneration Using Ultra-Widefield Imaging: A Systematic Review with Metaanalyses. Vol. 3, Ophthalmology Retina. Elsevier Inc; 2019. p. 734–43.
- 24. Writing Committee for the OPTOS PEripheral RetinA (OPERA) study (Ancillary Study of Age-Related Eye Disease Study 2), Domalpally A, Clemons TE, Danis RP, Sadda SR, Cukras CA, et al. Peripheral Retinal Changes Associated with Age-Related Macular Degeneration in the Age-Related Eye Disease Study 2: Age-Related Eye Disease Study 2 Report Number 12 by the Age-Related Eye Disease Study 2 Optos PEripheral RetinA (OPERA) Study Research Group. Ophthalmology [Internet]. 2017 Apr 1 [cited 2020 Mar 26];124(4):479–87. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28089680
- 25. ETDRS. Grading diabetic retinopathy from stereoscopic color fundus photographs--an extension of the modified Airlie House classification. ETDRS report number 10. Early Treatment Diabetic Retinopathy Study Research Group. Ophthalmology [Internet]. 1991 May [cited 2014 Feb 23];98(5 Suppl):786-806. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2062513
- Danis RP, Hubbard LD. Imaging of diabetic retinopathy and diabetic macular edema. Curr Diab Rep [Internet]. 2011 Aug [cited 2020 Mar 23];11(4):236–43. Available from: http://www. ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21607565
- 27. Lee R, Wong TY, Sabanayagam C. Epidemiology of diabetic retinopathy, diabetic macular edema and related vision loss. Eye Vis. 2015 Dec;2(1).
- Owsley C, McGwin G, Lee DJ, Lam BL, Friedman DS, Gower EW, et al. Diabetes eye screening in urban settings serving minority populations: detection of diabetic retinopathy and other ocular findings using telemedicine. JAMA Ophthalmol [Internet].
 2015 Feb 1 [cited 2020 Mar 23];133(2):174–81. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25393129
- Vujosevic S, Aldington SJ, Silva P, Hernández C, Scanlon P, Peto T, et al. Screening for diabetic retinopathy: new perspectives and challenges. Lancet Diabetes Endocrinol [Internet]. 2020 Apr [cited 2020 Mar 23];8(4):337047. Available from: http://www. ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32113513

- 30. Grzybowski A, Brona P, Lim G, Ruamviboonsuk P, Tan GSW, Abramoff M, et al. Artificial intelligence for diabetic retinopathy screening: a review [Internet]. Vol. 34, Eye (Basingstoke). Nature Publishing Group; 2019 [cited 2020 Mar 23]. p. 451–60. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31488886
- Silva PS, Cavallerano JD, Sun JK, Soliman AZ, Aiello LM, Aiello LP. Peripheral lesions identified by mydriatic ultrawide field imaging: Distribution and potential impact on diabetic retinopathy severity. Ophthalmology. 2013 Dec;120(12):2587–95.
- DRCR Retina Network Public Site [Internet]. [cited 2020 Mar 30]. Available from: https://public.jaeb.org/drcrnet/stdy/239
- 33. Silva PS, Cavallerano JD, Tolson AM, Rodriguez J, Rodriguez S, Ajlan R, et al. Real-Time Ultrawide Field Image Evaluation of Retinopathy in a Diabetes Telemedicine Program. Diabetes Care [Internet]. 2015 Sep 1 [cited 2020 Mar 25];38(9):1643–9. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26033507
- Diagnosing and treating glaucoma and raised eye pressure, Tech. rep. NationalInstitute of Health and Clinical Excellence (NICE); 2009.
- Gordon MO, Kass MA. The Ocular Hypertension Treatment Study: Design and baseline description of the participants. Arch Ophthalmol 1999; 117:573-583.
- 36. Leske M, Heijl A, Hyman L, et al. Early Manifest Glaucoma Trial: design and baseline data. Ophthalmology 1999; 106:2144-53.
- 37. Haleem MS, Han L, Hemert J, Li B. Automatic extraction of retinal features from colour retinal images for glaucoma diagnosis: a review. Comput Med Imaging Graph 2013; 37(7-8):581-96.
- Bowd C, Weinreb RN, Zangwill LM. Evaluating the optic disc and retinal nerve fiber layer in glaucoma. I: Clinical examination and photographic methods. Semin Ophthalmol 2000; 15(4):194-205.
- 39. Jonas J, Fernández M, Stürmer J. Pattern of glaucomatous neuroretinal rim loss. Ophthalmology 1993; 100:63-8.
- 40. Budenz DL, Anderson DR, Feuer WJ, et al; Ocular Hypertension Treatment Study Group. Detection and prognostic significance of optic disc hemorrhages during the Ocular Hypertension Treatment Study. Ophthalmology 2006; 113(12):2137-43.
- Jonas J, Fernández M, Naumann GOH. Glaucomatous parapapillary atrophy-occurrence and correlations. Ophthalmology 1992; 110:214–22.
- Ehrlich JR, Radcliffe NM. The role of clinical parapapillary atrophy eval-uation in the diagnosis of open angle glaucoma. Clinical Ophthalmology2010; 4:971–6.
- 43. Jonas J, Budde W, Jonas S. Ophthalmoscopic evaluation of optic nerve head. Survey of Ophthalmology 1999; 43:293–320.
- Reus NJ, Lemij HG, Garway-Heath DF, et al. Clinical assessment of stereoscopic optic disc photographs for glaucoma: the European Optic Disc Assessment Trial. Ophthalmology 2010; 117(4):717-23.
- 45. Bernardes R, Serranho P, Lobo C. Digital ocular fundus imaging: a review. Ophthalmologica 2011; 226:161-81.
- 46. Lim J, LaBree L, Nichols T, Cardenas I. A comparison of digital nonmydriatic fundus imaging with standard 35-milimeter slides for diabetic retinopathy. Ophthalmology 2000; 107:866-70.
- 47. Yannuzzi L, Ober M, Slakter J, et al. Ophthalmic fundus imaging: today and beyond. Am J Ophthalmol 2004; 137:511-24.
- Myers JS, Fudemberg SJ, Lee D. Evolution of optic nerve photography for glaucoma screening: a review. Clin Exp Ophthalmol 2018; 46(2):169-76.

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

ANGIOGRAFIA FLUORESCEÍNICA

Vitor Rosas¹, Rita Flores², Vieira L², Ana Catarina Pedrosa,^{1,3} ¹ Centro Hospitalar Universitário São João

² Centro Hospitalar Universitário Lisboa Central

³ Faculdade de Medicina da Universidade do Porto

INTRODUÇÃO

A primeira angiografia fluoresceínica do fundo ocular foi descrita em 1961 por Novotny e Alvis.¹ Desde então, ela adquiriu um papel de grande relevo na prática clínica oftalmológica, que se manteve mesmo após a introdução de outras tecnologias como a tomografia de coerência óptica (OCT) e a angiografia por tomografia de coerência óptica (OCTA). Com mais de 50 anos de história na Oftalmologia, a angiografia fluoresceínica continua a ser atualmente uma ferramenta essencial no estudo das patologias da retina e da coróide.

PRINCÍPIOS DA ANGIOGRAFIA FLUORESCEÍNICA

A angiografia fluoresceínica é um exame invasivo que requer a administração de um contraste, a fluoresceína. A fluoresceína tem a propriedade de fluoresceîncia, isto é, quando exposta a luz com um determinado comprimento de onda, ela emite subsequentemente luz com um comprimento de onda maior. No caso específico da fluoresceína, a exposição a luz azul, de comprimento de onda de 465 a 490 nm, resulta na emissão de luz verde-amarelada, com comprimento de onda de 520 a 530 nm. Assim, os aparelhos convencionais têm um filtro excitador que é colocado à frente do *flash* e que transmite apenas luz azul, e um filtro barreira que permite a captação seletiva de luz verde-amarelada pela câmara.²

A fluoresceína está disponível (não exclusivamente) em ampolas de 5 mL de fluoresceína sódica a 10% (100 mg/mL), que contêm 500 mg de fluoresceína, a dose habitualmente usada em adultos.^{3,4} A fluoresceína é administrada por via intravenosa. Na circulação sanguínea, a maior parte das moléculas ligam-se a proteínas plasmáticas mas 20% permanecem livres.² Este facto, aliado ao baixo peso molecular de 376 Da,² permite que a fluoresceína se difunda prontamente através das fenestrações dos coriocapilares, obscurecendo os detalhes da circulação coroideia e impondo limitações à angiografia fluoresceínica no estudo da coróide. Por outro lado, na ausência de patologia, a fluoresceína não se difunde através do endotélio vascular da retina nem do epitélio pigmentado da retina (EPR), cujas células são unidas por tight junctions, elementos essenciais das barreiras hematorretinianas interna e externa, respetivamente.

A angiografia fluoresceínica fornece, assim, informação valiosa acerca do estado daquelas barreiras, informação essa que não pode ser obtida por exames alternativos como o OCTA.

A fluoresceína e os seus metabolitos são excretados pelos rins ao longo de 48 a 72 horas.^{3,4}

ANGIOGRAMA NORMAL

Nos indivíduos normais após a injeção na veia antecubital de 5 ml de fluoresceína sódica a 10%, observase a sua entrada na circulação coroideia através das artérias ciliares curtas 10 a 15 segundos depois. Iniciase assim a fase pré-arterial traduzida por um "clarão" ou "flush" da corio-capilar, atenuado pelo EPR. De seguida ocorre o preenchimento vascular da retina: fase arterial, fase arteriovenosa precoce, fase arteriovenosa tardia e fase venosa. Na fase arteriovenosa tardia inicia-se o preenchimento venoso visível por um fluxo laminar. A fluorescência máxima ocorre entre os 20 a 30 segundos após o início da injeção. Nesta altura é bem visível a área avascular central e a rede vascular (arcada vascular) perifoveolar. A última fase do exame é a fase venosa que se pode prolongar até aos 10 minutos.

EFEITOS ADVERSOS DA ANGIOGRAFIA FLUORESCEÍNICA

Sendo um exame invasivo, a angiografia fluoresceínica não é um procedimento inócuo e tem risco de efeitos adversos, de gravidade variável.⁵

A alteração transitória da cor da pele e da urina é um efeito esperado. Uma coloração amarelada da pele pode ser observada alguns minutos após a administração da fluoresceína e pode durar até 12 horas. Por sua vez, a urina adquire uma cor amarela fluorescente que persiste durante 24 a 36 horas.^{3,4}

Entre os efeitos adversos mais comuns, destacamse as náuseas, que ocorrem em até 5% dos exames, surgindo habitualmente alguns segundos após a injeção e resolvendo espontaneamente ao fim de 2-3 minutos. O risco de náuseas é maior quando a fluoresceína é injetada mais rapidamente. Os vómitos, por sua vez, são menos frequentes embora também possam ocorrer.^{2,5}

Outros efeitos adversos incluem reações vasovagais, com

bradicardia, hipotensão, e até síncope, e reações alérgicas, como urticária, angioedema e anafilaxia. Finalmente, há casos descritos de morte, sendo o risco estimado de 1: 222 000.^{2,5}

CONTRAINDICAÇÕES DA ANGIOGRAFIA FLUORESCEÍNICA

A principal contraindicação para a realização de angiografia fluoresceínica é a história de alergia à fluoresceína sódica.^{3,4} O exame deve também ser evitado em mulheres grávidas, porque a fluoresceína atravessa a placenta e a sua segurança na gravidez não está comprovada, embora não haja relatos de efeitos adversos em animais nem humanos.^{3,4}

Uma vez que a fluoresceína é excretada no leite materno, é também aconselhada precaução quanto à realização de angiografia fluoresceínica em mulheres a amamentar. Se o exame for necessário, pode ser realizado mas a amamentação deve ser interrompida durante pelo menos os quatro dias seguintes.^{3,4}

Apesar de a fluoresceína e os seus metabolitos sofrerem excreção renal, a evidência disponível, embora limitada, não sugere incidência aumentada de efeitos adversos da fluoresceína em indivíduos com doença renal crónica, nem sugere risco de deterioração adicional da função renal nestes doentes após a administração intravenosa de fluoresceína na dose habitual.^{6,7} Assim, embora estudos adicionais sejam desejáveis, a existência de doença renal crónica não contraindica a realização de angiografia fluoresceínica e não parece ser necessário ajuste da dose de fluoresceína nesta população.⁴ De facto, nas suas *guidelines* para o tratamento de degenerescência macular da idade, o *Royal College of Ophthalmologists* considera que a existência de doença renal não é motivo para não realizar angiografia fluoresceínica.⁸

ANGIOGRAFIA ULTRA-WIDE-FIELD

Os aparelhos convencionais de angiografia fluoresceínica permitem captar, em cada imagem do fundo ocular, um campo de 30 a 50°, o que corresponde a 5 a 15% da superfície da retina. O pólo posterior pode então ser adequadamente visualizado numa única imagem, mas a análise da periferia requer a captação de múltiplas imagens por um técnico treinado num doente colaborante, capaz de direcionar corretamente o seu olhar. Essas imagens podem posteriormente ser combinadas numa montagem que, mesmo assim, apenas revelará uma área limitada da retina. Por exemplo, uma montagem dos sete campos *standard* tem uma extensão de apenas 75°.^{1,9-11}

Como a análise da periferia da retina é fundamental em diversas patologias (entre elas, a retinopatia diabética, as oclusões venosas da retina, a retinopatia da prematuridade e as coriorretinopatias inflamatórias), foram desenvolvidos mais recentemente aparelhos que permitem captar imagens *ultra-wide-field* do fundo ocular.

A imagem de campo mais amplo, 200°, pode ser obtida com o Optos (Optos PLC, Scotland), abrangendo 82% da superfície da retina de uma só vez, sem ser necessária midríase ou lente de contacto.^{1,9-11} Em alternativa, com o Spectralis (Heidelberg Engineering, Germany), uma lente própria, também ela de não contacto, pode ser acoplada, de modo a obter uma imagem de 105°.^{1,9-11} Em comparação com o Spectralis, as imagens do Optos abrangem uma maior área da retina, sobretudo nasal e temporalmente, mas apresentam qualidade mais variável e maior distorção periférica.⁹

Finalmente, a RetCam (Clarity Medical Systems Inc., USA) capta imagens de 130° do fundo ocular. Ela distingue-se dos outros angiógrafos por usar um sistema de contacto, com uma peça de mão que permite adquirir imagens em doentes em decúbito dorsal, sendo muito útil na Oftalmologia Pediátrica.⁹⁻¹¹

■ INTERPRETAÇÃO DA ANGIOGRAFIA FLUORESCEÍNICA

A angiografia fluoresceínica baseia-se no princípio fluorescência. Áreas de fluorescência anómala da necessitam ser reconhecidas e identificadas como hipo ou hiperfluorescentes. Achados hipofluorescentes traduzem efeitos de máscara ou defeitos de preenchimento vascular. Um efeito de máscara é produzido por qualquer elemento, como por exemplo sangue, localizado anteriormente à região a ser observada e que bloqueia a sua observação. Esse elemento pode localizar-se a nível do segmento anterior, vítreo, pré-retiniano ou retiniano. Os defeitos de preenchimento vascular podem estar presentes a nível da retina, coróide e disco ótico, afectando artérias, veias ou capilares e traduzem áreas de isquémia. Achados hiperfluorescentes traduzem efeitos de janela, pooling, impregnação ou difusão. Os efeitos de janela não são mais do que uma acentuação da visualização da normal fluorescência coroideia devido a uma diminuição da quantidade de pigmento a nível do EPR, sendo o exemplo típico a atrofia do EPR. A impregnação é a presença de fluoresceína em tecidos ou materiais, ao contrário do pooling que se traduz por presença de fluoresceína numa cavidade anatómica. Um exemplo clássico de impregnação é o tecido cicatricial. No pooling, a fluoresceína acumula-se a nível subretiniano ou sub-EPR. Se a nível sub-retiniano, a fluoresceína tende a atenuar-se, ao longo do tempo angiográfico, nos bordos da zona descolada; nos descolamentos do EPR, a fluoresceína permanece nos limites do mesmo, permitindo a visualização clara de toda a sua dimensão até às suas margens. A difusão de contraste para o espaço extravascular pode estar localizada na retina por alteração da barreira hematoretiniana interna (endotélio), ter origem na coroide por perda de integridade da barreira hemato-retiniana externa (EPR) ou estar localizada a nível do disco ou do vítreo. Exemplos clássicos de difusão a nível retiniano são as doenças vasculares diabética e oclusiva e as vasculites; a nível coroideu a presença de neovascularização coroideia (CNV); a nível do vítreo, a presença de neovasos (NV) retinianos, inflamação ou tumores intraoculares; e, finalmente, a nível do disco ótico, edema do disco ou papiledema.

Como referimos, na prática clínica actual o número de angiografias tem diminuído a favor do OCT e OCT-A. No entanto, a realização deste método de diagnóstico é fundamental em determinadas situações. De seguida iremos brevemente nomear essas situações para as patologias mais frequentes:

A) <u>Retinopatia Diabética</u>: No que diz respeito à avaliação do edema macular, o OCT é exame de primeira linha. A realização de angiografia adicional prende-se com a determinação de locais de difusão focal onde eventualmente se poderá realizar laserterapia focal. Tem também interesse em doentes com fraca resposta ao tratamento antiangiogénico. A avaliação da isquémia macular é melhor visualizada com OCTA, ficando a AF reservada como 2^a linha na impossibilidade de realização do primeiro. A AF é imprescindível na avaliação da retina periférica, para aferir a presença de isquémia e diferenciação entre anomalias microvasculares intraretinianas (IRMA) e NV.



Fig. 1 – a) Retinografia e Angiografia fluoresceínica de doente com retinopatia diabética demonstrando efeito de máscara devido a opacidade do vítreo (seta). Demonstra também efeito de janela causada por atrofia do EPR e retiniana induzida pela fotocoagulação laser (cabeça de seta); b) Retinografia e angiografia fluoresceínica wide-field de doente com retinopatia diabética proliferativa demonstrando defeitos de preenchimento vascular, ou seja, áreas hipofluorescentes rodeadas por capilares com difusão transmural de contraste (asterisco). Nesta doente é possível observar ainda IRMA (cabeça de seta), neoformações vasculares sem difusão tardia de contraste e achados hiperfluorescentes com difusão tardia de contraste sugerindo a presença de neovascularização retiniana (seta).

B)<u>Oclusões venosas da retina</u>: A avaliação, quantificação e monitorização do edema macular deve ser realizada por OCT, tendo a AF uma mais valia aquando da fraca resposta ao tratamento. A isquémia macular é avaliada em maior detalhe usando o OCTA, ficando a AF como exame de 2^a linha. Tal como na retinopatia diabética, a AF é imprescindível para a avaliação da isquémia periférica e presença duvidosa de circulação vicariante *versus* NV. A sua realização também será importante em doentes jovens especialmente quando bilateral, se suspeita de doenças inflamatórias ou infeciosas.



Fig. 2 – Retinografia e Angiografia fluoresceínica de doente com oclusão vascular retiniana demonstrando áreas hiperfluorescentes de difusão extravascular tardia de contraste a nível macular (seta), circulação vicariante a nível macular (cabeça de seta) e uma lesão hiperfluorescente a nível temporal à fóvea, com difusão tardia de contraste sugerindo neovascularização retiniana (árculo).

C) <u>Degenerescência Macular ligada à idade (DMI)</u>: O OCT e OCTA são armas de primeira linha para avaliação e monitorização de doentes com DMI, no entanto a AF (associada ou não à angiografia por verde-indocianina) pode ter um papel importante se persistem dúvidas diagnósticas, dúvidas quanto ao tipo de CNV ou em doentes não respondedores ou com fraca resposta ao tratamento antiangiogénico.



Fig. 3 – Retinografia e Angiografia fluoresceínica de doentes com degenerescência macular ligada à idade a) com difusão tardia de contraste a nível temporal-superior à fóvea demonstrando a presença de neovascularização coroideia tipo 2 (círculo) b) com difusão tardia de contraste a nível temporal-superior à fóvea demonstrando a presença de neovascularização coroideia tipo 3 – RAP (seta) c) com presença de hiperfluorescência que se mantem com limites semelhantes ao longo do tempo angiográfico traduzindo impregnação de tecido fibrótico a nível macular.

D) <u>Corioretinopatia serosa central (CSC)</u>: O OCT e/ ou OCTA permite, na maioria dos casos, o diagnóstico e seguimento de formas não complicadas de CSC. A angiografia fluoresceínica deve ser realizada se há dúvida diagnóstica, para localização do ponto de fuga, o que permite guiar o tratamento laser, ou em casos duvidosos de complicações como a presença de neovasculopatia, seja ela ou não aneurismática. Nesta patologia deve-se associar a realização concomitante de angiografia por verde-indocianina.



Fig. 4 – a) Retinografia, Autofluorescência e Angiografia fluoresceínica widefield de doente com Corioretinopatia Serosa Central em que se constata presença de lesão de hiperfluorescência homogénea, com bordos bem definidos, compatível com pooling por acumulação de líquido sob o epitélio pigmentar da retina. Observa-se ainda área hiperfluorescente junto à arcada temporal-inferior, por efeito de janela em área de trajeto gravitacional com atrofia do epitélio pigmentar da retina; b) Retinografia e Angiografia fluoresceínica de doente com Corioretinopatia Serosa Central Crónica, em que se pode observar uma lesão hiperfluorescente temporal e superior à mácula, com difusão de origem indeterminada sugestiva de NVC Oculta associada a Neovasculopatia Paquicoroideia.

E) <u>Doenças inflamatórias da retina</u>: A avaliação do edema macular deve ser realizada por OCT e, se surgirem sinais sugestivos de complicações neovasculares, associando OCTA e/ou FA. Nas doenças inflamatórias da retina, a AF é também importante para avaliar a impregnação da parede vascular, a difusão transmural de contraste, a difusão a nível do disco e avaliar a extensão das áreas de isquémia e da presença de NV.



Fig. 5 – a) Retinografia e Angiografia fluoresceínica de doente com Sindrome Úveomenigeo em que se constata a presença de difusão tardia de contraste a nível do disco ótico (seta) e pequenos pontos hiperfluorescentes (pinpoints) tardios na área macular (cabeça de seta), aspectos sugestivos de Sindrome de Vogt Koyanagi Harada b) Retinografia e Angiografia fluoresceínica de doente com sarcoidose em que se documenta impregnação da parede vascular e difusão transmural de contraste compatível com presença de vasculite (seta), defeitos de preenchimento vascular (asterisco) e achados hiperfluorescentes com difusão tardia de contraste sugerindo a presença de neovascularização retiniana (cabeça de seta).

BIBLIOGRAFIA

- 1. Keane PA, Sadda SR. Retinal imaging in the twenty-first century: state of the art and future directions. *Ophthalmology*. 2014 Dec;121(12):2489-500.
- Haug S, Fu AD, Johnson RN, McDonald HR, Jumper JM, Cunningham Jr ET, Lujan BJ. Fluorescein angiography: basic principles and interpretation. In: Schachat AP, Sadda SR, Hinton DR, Wilkinson CP, Wiedemann P, editors. *Ryan's Retina*, 6th ed. New York: Elsevier; 2018.
- Folheto informativo: Informação para o utilizador. Fluoresceína SERB. INFARMED, 2018.
- 4. Data Sheet. Fluorescite. New Zealand Medicines and Medical Devices Safety Authority, 2018.
- Kornblau IS, El-Annan JF. Adverse reactions to fluorescein angiography: a comprehensive review of the literature. *Surv Ophthalmol.* 2019 Sep - Oct;64(5):679-693.
- Kameda Y, Babazono T, Haruyama K, Iwamoto Y, Kitano S. Renal function following fluorescein angiography in diabetic patients with chronic kidney disease. *Diabetes Care*. 2009 Mar;32(3):e31.
- Lee JH, Chung B, Lee SC, Kim SS, Koh HJ, Lee CS. Lower incidence of contrast-induced nephropathy in patients undergoing fluorescent angiography. *BMC Ophthalmol*. 2017 Apr 19;17(1):46.
- 8. The Royal College of Ophthalmologists. Age-Related Macular Degeneration: Guidelines for Management. 2013.
- 9. Patel M, Kiss S. Ultra-wide-field fluorescein angiography in retinal disease. *Curr Opin Ophthalmol.* 2014 May;25(3):213-20.
- Rabiolo A, De Vitis LA, Sacconi R, Carnevali A, Querques L, Bandello F, Querques G. Emerging Issues for Ultra-Wide Field Angiography. *Dev Ophthalmol.* 2017;60:50-55.
- Rabiolo A, Parravano M, Querques L, Cicinelli MV, Carnevali A, Sacconi R, Centoducati T, Vujosevic S, Bandello F, Querques G. Ultra-wide-field fluorescein angiography in diabetic retinopathy: a narrative review. *Clin Ophthalmol.* 2017 Apr 27;11:803-807.

ANGIOGRAFIA POR Verde de Indocianina

- Jorge Simão^{1,3}, Cláudia Farinha^{1,2,3}, Paulo Rosa^{4,5}
- ¹ Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra
- ² Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra
- ³ Associação para Investigação e Inovação em Luz e Imagem
- ⁴ Instituto de Retina de Lisboa
- ⁵ Instituto de Oftalmologia Dr. Gama Pinto

INTRODUÇÃO

A coróide é responsável por nutrir as necessidades metabólicas da retina, um dos tecidos com maior rácio metabólico, por grama, do organismo. Estima-se que seja a fonte de 90% do oxigénio consumido pela retina, nomeadamente fotorrecetores e epitélio pigmentado da retina (EPR). A coróide sofre alterações não só correlacionadas com o normal envelhecimento, mas obviamente com diferentes estados patológicos, sendo o seu estudo incompleto e de difícil acesso até ao desenvolvimento da angiografia por verde de indocianina (ICGA, *indocyanine-green angiography*).

Esta técnica foi pela primeira vez aprovada pela FDA (*Food and Drug Administration*) para uso em humanos em 1956, no âmbito do estudo do sistema hepático e cardíaco^{1,2}. Foi mais tarde adotada pela Oftalmologia, sobretudo no final da década de 80, com o desenvolvimento de sistemas digitais de imagem e câmaras especificamente desenhadas para a fotografia em infravermelho^{3,4,5,6}.

A ICGA revelou-se um avanço importante no estudo da vascularização coroideia e é até hoje um exame essencial na sua avaliação.

A MOLÉCULA: QUÍMICA E FARMACOCINÉTICA

O verde de indocianina (ICG) é um corante de tricarbonocianina, aniónico, com a fórmula química 2,2'-indo-6,7,6',7'-dibenzocarbocianina sódica. O seu peso molecular é 774.96 Da⁷. Apesar de pouco solúvel em água, a ligação completa à albumina e outras proteínas do sangue (\pm 98%) estabiliza as soluções de ICG⁷. Trata-se de uma molécula com fraca fluorescência, apresentando ainda uma dificuldade técnica extra na obtenção de imagens de alta resolução pelo seu espectro de emissão: quer o pico de excitação (790–805 nm) quer o pico de emissão (825–835 nm)⁸ situam-se na gama infravermelha. Por

outro lado, são essas propriedades óticas que permitem a sua penetração através de pigmento macular, melanina, sangue e exsudatos.

A ICG é eliminada pelo fígado, com excreção extrahepática praticamente negligenciável⁹. É excretada na bílis sem metabolização ou, por outro lado, entra na circulação enterohepática, a uma taxa de 18-24% por minuto. Menos de 4% permanece no plasma após 20 minutos¹⁰. Não é conhecida captação periférica do contraste, nomeadamente nos rins, pulmão ou placenta¹¹.

O alto peso molecular da ICG, combinado com a elevada percentagem de ligação proteica, reduz a quantidade de contraste que extravasa os vasos coroideus pelas suas fenestrações. Esta característica única e as suas propriedades óticas fazem da indocianina um contraste ideal para o estudo da vascularização coroideia. Apesar de estar descrita a difusão de ICG e acumulação nas células do EPR, nenhum corante permanece nas fases tardias do angiograma (30-40 minutos)¹⁰.

TOXICIDADE E REAÇÕES ADVERSAS

Os efeitos adversos provocados por um fármaco podem ser divididos em reações de hipersensibilidade, tóxicas ou não específicas. As reações de hipersensibilidade são, neste contexto, maioritariamente do Tipo 1, mediadas por IgE e caracterizadas por uma libertação de histamina e outros mediadores por mastócitos e basófilos¹².

A ICG é um corante seguro e bem tolerado. O extravasamento subcutâneo local também não acarreta particulares preocupações ou efeitos adversos, ao contrário dos casos de necrose relatados para a fluoresceína. No global, a taxa de efeitos secundários é baixa: 0,15% para eventos ligeiros (náuseas, vómitos, esternutos, prurido), 0,2% para eventos moderados (urticária, síncope, febre, paralisias nervosas) e 0,05% para eventos graves (broncospasmo, laringospasmo, anafilaxia)⁹.

O mecanismo para estes eventos adversos é um pouco incerto. Para alguns, está proposto um mecanismo dose dependente pseudoalérgico, que não parece estar correlacionado com o componente de intolerância a produtos iodados ou alergia a fármacos12. Contudo, doentes com história de alergia confirmada ao iodo não devem ser sujeitos ao contraste, pela preocupação de uma possível anafilaxia. Especial cuidado deve ainda ser tido com doentes com patologias hepáticas e renais, visto que a incidência de reações adversas em doentes em diálise dispara para 9,3% (apesar da excreção ser extra-hepática, parece existir um mecanismo idiossincrático à urémia)^{9,12}. A ICG é amplamente utilizada para o estudo de alterações hemodinâmicas durante a gravidez¹¹. Contudo, essa utilização é controversa na oftalmologia, uma vez que a FDA classifica a ICG como categoria C na gravidez (i.e, ausência de estudos adequados de segurança).

INSTRUMENTOS PARA AQUISIÇÃO DE IMAGEM

Os instrumentos que permitem a realização de ICGA podem ser divididos em dois grupos: câmaras digitais de flash e SLOs (*scanning laser ophtalmoscopes*).

A diferença entre esses instrumentos prende-se com a forma como adquirem a imagem (Fig. 1). A fonte de luz para uma câmara digital é uma luz branca com um filtro de excitação (640-780nm) e um filtro de emissão (820-900nm)¹³. Já para um SLO, um laser monocromático excita a 785-790 nm, com um filtro de emissão de 805 nm¹³. Esse laser é movido no fundo ocular por dois espelhos rotatórios, e a imagem é adquirida ponto por ponto. Isso leva cerca de 60-200ms para adquirir uma imagem típica dos 30º do fundo ocular. Se a isso incluirmos uma abertura confocal, o sistema permite uma aquisição seletiva da luz emitida por uma camada específica do tecido, bloqueando a luz que chega dos tecidos envolventes. Pelo contrário, nos sistemas de flash que não utilizam abertura confocal, a luz chega à câmara proveniente de múltiplas camadas¹⁴. È preciso ressalvar, que mesmo para sistemas SLO confocais, essa abertura é muito mais larga do que aquela que permitiria uma resolução ótima.

Outra diferença consiste no número de imagens adquiridas por segundo. Com os sistemas SLO, a taxa de frame pode atingir as 12 imagens por segundo, permitindo uma ICGA dinâmica. Com as câmaras digitais, o máximo é apenas de 1 frame por segundo¹⁴. Esta capacidade do sistema SLO em adquirir imagens mais precoces, com melhor resolução e em tempo real, permite uma melhor avaliação diagnóstica das lesões. Destacar, porém, que os sistemas baseados em câmaras digitais oferecem um melhor contraste e definição nos tempos tardios do angiograma¹⁶.

ADMINISTRAÇÃO DO CONTRASTE

A concentração e preparação da ICG para injeção intravenosa varia de acordo com o instrumento. Para as câmaras digitais, a concentração *standard* é de 25mg de ICG dissolvida em 5ml de solvente¹⁵. Para doentes com



Fig. 1 Representação esquemática dos vários sistemas de aquisição de imagem. (A) Câmara Digital por flash; (B) scanning laser ophthalmoscope (SLO); (C) SLO com sistema confocal. Nos sistemas SLO a fonte de luz é um laser monofocal. Nos sistemas confocais, uma abertura estenopeica bloqueia a luz refletida ou emitida por fluorescência por áreas fora do plano de focagem. Adaptado de Stephen J. Ryan MD, Ryan's Retinal Imaging and Diagnostics¹⁷.

pupilas que dilatam mal ou com elevada pigmentação, essa dosagem pode subir para 50mg¹⁶. Para os SLOs a dose standard é de 25mg de ICG em 4mL de solvente, sendo apenas necessário injetar 1mL da solução resultante. O solvente pode ser uma solução salina ou uma solução de fluoresceína sódica a 10-20-25%, quando se pretende combinar Angiografia Fluoresceínica (AF) com ICGA. A administração de ICG deve ser rápida, e imediatamente seguida de um *flush* de 5mL de solução salina.

Para doentes com alergia ao iodo, existe uma formulação de ICG livre do componente iodado. Por sua vez, esta solução necessita de um solvente glicosado, pelo que não permite a realização de AF simultânea.

INDICAÇÕES E INTERPRETAÇÃO CLÍNICA

Olho normal

Para uma adequada compreensão dos achados patológicos da ICGA é imperioso reconhecer o seu padrão normal. Tal como na Angiografia Fluoresceínica (AF), é possível identificar diferentes fases no angiograma por ICG: uma fase precoce (<60s), na qual a artéria retiniana ainda não está preenchida; uma fase intermédia, em que quer as artérias quer as veias estão preenchidas; e uma fase tardia ou de recirculação, mais de 10 minutos após a injeção.

O padrão de preenchimento dos vasos coroideus segue um percurso dos vasos de maior calibre e externos (camada de Haller), para os mais estreitos e internos (coriocapilar), sendo que estes últimos, pela dimensão reduzida do lúmen vascular, são percebidos como um *haze* difuso, mais evidente no polo posterior em relação à periferia (Fig. 2).

Degenerescência Macular da Idade (DMI)

A administração intra-vítrea de anti-angiogénicos (anti-VEGF) veio alterar o paradigma na gestão e terapêutica da neovascularização associada à DMI, oferecendo uma melhoria nos resultados anatómicos e funcionais assinalável. Na grande maioria dos casos, a caracterização



Fig. 2 Imagens-exemplo do preenchimento das diferentes camadas da coróide, no angiograma por ICG. Numa fase inicial podemos perceber que apenas os vasos de maior calibre se preenchem, correspondendo à camada de Haller (A), enquanto que apenas parte da artéria central da retina está preenchida; quando já artérias e veias retinianas estão preenchidas, outros vasos mais estreitos coroideus também se tornam evidentes (camada de Sattler) (B); numa fase mais tardia, identifica-se um haze difuso, correspondendo ao vasos estreitos da coriocapilar (C).

fenotípica precisa das membranas neovasculares (MNV) tornou-se um fator secundário na decisão terapêutica de tratamento e retratamento. Contudo, a ICGA, mesmo na era dos anti-VEGF, demonstra em algumas situações utilidade clínica no doente com DMI:

- A ICGA caracteriza de forma superior à AF as membranas do tipo 1 – auxilia no diagnóstico diferencial, delimita melhor a lesão, e identifica *feeder vessels*¹⁸. Isto é particularmente útil em alguns casos que sejam questionáveis quanto à presença de neovascularização oculta, em que o OCT e a AF não estabelecem um diagnóstico definitivo. Mesmo na era do OCT-A, a ICGA pode revelar utilidade neste contexto (Fig. 3).
- Permite diferenciar o fenótipo de RAP (MNV tipo 3), pelo menos nas fases iniciais, com o clássico sinal em *hot spot*. O que é crucial para o seguimento mais apertado e tratamento mais atempado destas lesões¹⁹ (Fig. 4).
- 3) Auxilia no diagnóstico diferencial em casos suspeitos de atrofia geográfica – por exemplo, o sinal de "*dark-atrophy*" observado na Doença de Stargardt, em que não existe qualquer captação na zona de atrofia por ausência completa da coriocapilar, contrasta com a captação tardia típica da atrofia por DMI²⁰.
- 4) No esclarecimento de casos atípicos do ponto de vista fenotípico, e em casos de resposta inadequada à terapêutica. Ozkaya A. et al²¹ reavaliaram com ICGA 132 olhos com MNV presumivelmente relacionadas com DMI e com má resposta à terapêutica anti-VEGF, sendo que a revisão diagnóstica demonstrou que apenas 13 (9,8%) seriam DMI neovascular "típica", 74 (56,1%) corresponderiam a vasculopatia polipoide da coroideia, 35 (26,5%) a coroidopatia serosa central crónica, 3 (2,3%) RAPs, 3 (2,3%) distrofias maculares e 2 (1,5%) descolamentos do epitélio pigmentar (DEP) drusenóides associados a material viteliforme. Esta revisão ocorreu em média 15,6 meses e 6,6 injeções depois, demonstrando a importância ainda muito atual da ICGA no estudo complementar de DMI com comportamento atípico.



Fig. 3 Neste caso a presença de fluido sub-retiniano e a hiperfluorescência progressiva na AF levanta a dúvida quanto à presença de MNV tipo 1. A. A retinografia mostra drusen e lesão viteliforme de limites indefinidos na fóvea; B. No SD-OCT observamos irregularidade do EPR, e descolamento neurossensorial com material viteliforme moderadamente refletivo; C. a E. Na AF observa-se aspeto em "céu estrelado", e na fóvea hiperfluorescência crescente com aspeto similar ao de uma MNV; F. A ICGA revela que o DNS/ lesão viteliforme permanece hipofluorescente em todo o angiograma, confirmando a ausência de MNV e como tal a não indicação para iniciar tratamento.



Fig. 4 Lesão hiperreflectiva no OCT adjacente a área de DEP (A), embora a AF levante a suspeita da presença de MNV (**B**), a ICGA revela o hot spot típico de uma proliferação angiomatosa retiniana bem demarcada com uma arteríola e uma vénula de drenagem (**C**).

Vasculopatia Polipóide da Coróideia (VPC)

Se ainda há debate sobre a identificação da VPC como fenótipo de DMI ou como entidade separada, não existe dúvidas sobre a necessidade da realização da ICGA para o seu diagnóstico. A ICGA tem sido amplamente utilizada no estudo da VPC pela alta taxa de sensibilidade e especificidade na identificação da estrutura vascular característica desta patologia^{22,23}. É ainda hoje em dia, na era do OCT e OCT-A, considerada o Gold Standard no diagnóstico. As fases precoces do angiograma revelam a existência de um complexo neovascular individualizado (a rede vascular ramificada ou branch vascular network), que se preenche primeiro do que os vasos retinianos. Logo após, é possível identificar pequenos focos ou lesões nodulares hiperfluorescentes, correspondentes aos pólipos ou aneurismas (Fig. 5). É ainda característico que os pólipos apresentem um halo hipofluorescente nas fases precoces, pulsatibilidade na angiografia dinâmica e washout lento e uniforme nas fases tardias.²⁴

O tratamento da VPC pode beneficiar por exemplo da realização de terapêutica fotodinâmica, e recomenda-se a realização de ICGA em lesões exsudativas suspeitas de VPC ou em casos de DMI com resposta insuficiente aos anti-VEGF.²⁵



Fig. 5 VPC observada na ICGA (à direita) com a rede vascular ramificada perfeitamente individualizada e dilatações aneurismáticas nas suas extremidades (setas amarelas). É possível ainda identificar o feeder vessel (seta verde). No OCT-A (à esquerda) observa-se a presença da rede neovascular mas os pólipos não são visualizados no en face do fluxo vascular, apenas no en face estrutural (ao centro). O sinal de fluxo do pólipo é geralmente visível na sua região superior no B-scan convencional com fluxo sobreposto (em baixo, à esquerda, seta amarela).

Corioretinopatia Serosa Central (CSC)/ Espectro da Paquicoróide

Na CSC o angiograma por ICG caracteristicamente revela múltiplos pontos de hiperpermeabilidade coroideia com contornos mal definidos, nas fases intermédias e tardias^{26,27} (Fig. 6). Este achado é de particular valor em 2 situações clínicas muito específicas: casos de CSC crónicas em que se planeia realizar terapêutica fotodinâmica²⁶; ou em doentes mais velhos, para distinção com membrana neovascular oculta da DMI²⁷. Por outro lado, a neovasculopatia da paquicoroide que por vezes surge em contexto de CSC crónica, pode ter melhor prognóstico do que aquela associada à DMI²⁸, e como tal a ICGA ao identificar o correto contexto da MNV, auxilia de novo na orientação clínica e prognóstico do doente.

Outros achados da ICGA no espectro de paquicoroide: múltiplos DEP serosos, múltiplos pontos hiperfluorescentes, atraso no preenchimento arterial coroideu e congestão venosa.

Tumores da Coróide

- **Hemangioma da Coróide**: a ICG difunde mais lentamente pelos capilares fenestrados dos vasos coroideus do que a fluoresceína, o que lhe confere uma vantagem na avaliação da vasculatura intrínseca do tumor. Ao 1º minuto após instilação, a lesão revela uma hiperfluorescência intensa, superior a qualquer outro tumor. Nas fases mais tardias, e pelo perfil de baixa resistência e alto fluxo do tumor, ocorre tipicamente *washout* da lesão, tornando-se mais hipofluorescente do que a coróide envolvente. Estes 2 sinais são muito característicos, e ajudam na diferenciação com melanomas amelanóticos e metástases coroideias²⁹ (Fig. 7).



Fig. 6 Avaliação multimodal de CSC aguda em doente com 36 anos. No SD-OCT observamos o DNS e a presença de uma coróide espessada e com vasos de grande calibre (B); a ICGA mostra vários focos de hiperpermeabilidade coroideia, mal definidos, e que eventualmente podem guiar o tratamento com TFD (C. e D.).

- **Melanoma da Coróide**: nenhum estudo revelou sinais patognomónicos da ICGA nos melanomas, apresentando esta sinais variáveis; contudo, tem alguma utilidade na avaliação da vasculatura tumoral e na sua delimitação, e pode ainda ajudar na avaliação da resposta terapêutica, nomeadamente à braquiterapia³⁰.

- No diagnostico diferencial de tumores com a **Coriorretinopatia exsudativa hemorrágica periférica**, em que a lesão neovascular coroideia típica é muitas vezes bloqueada por sangue na AF, sendo a ICGA fundamental no correto diagnóstico e eventual tratamento.³¹



Fig. 7 ICGA de um Hemangioma da Coróide. (A) Fase precoce do angiograma com hiperfluorescência da lesão; (B) Típico washout da lesão numa fase tardia do angiograma, tornando-se mais hipofluorescente que os tecidos envolventes.

Inflamação Coroideia e Síndromes White-dot

A AF é fundamental na avaliação de uveítes posteriores. Ainda assim, a sua maior limitação é na avaliação da inflamação coroideia. Esse problema é ultrapassado com recurso à ICGA, sendo uma das principais utilidades clínicas deste exame complementar.

A inflamação da vasculatura coroideia parece diminuir a natural impregnação do tecido coroideu pelo contraste,

criando o padrão clássico da ICG neste grupo de patologias: múltiplos focos hipofluorescentes espalhados pelo polo posterior, mais evidentes nas fases intermédias do angiograma. A isquémia coroideia parece também ter algum papel nesse sinal imagiológico.

Por outro lado, em patologias como a Doença de Vogt-Koyanagi-Harada, coroidite de Behçet, tuberculose ou sarcoidose, o extenso extravasamento do complexo ICGproteína pode impregnar a coróide, criando um sinal hiperfluorescente nos focos de coroidite ativa.

No grupo das *White-Dot*, observa-se por exemplo no **MEWDS** (Multiple Evanescent White-dot Syndrome) que os focos são mais evidentes na ICGA que na fundoscopia ou na AF³², assim como um halo hipofluorescente em torno do disco ótico (Fig. 8). Na **Coriorretinopatia Birdshot**, estes múltiplos focos hipofluorescentes apenas são visíveis na ICGA, e não na AF, podendo permanecer na fase crónica por atrofia do EPR³³. Este padrão surge também na **AMPPE** (*Acute Multifocal Placoid Pigment Epitheliopathy*), correspondendo a áreas de hipoperfusão coroideia secundária a vasculite oclusiva³⁴ (Fig. 9). Na **Coroidopatia Serpiginosa**, a ICGA permite distinguir entre as lesões ativas (lesões hipofluorescentes com margens mal definidas), e as lesões em cicatrização (também hipofluorescentes, mas com margens bem definidas)³⁵.



Fig. 8 MEWDS. Na ICGA (esquerda) identifica-se um halo hipofluorescente em torno do disco ótico, tal como múltiplos focos hipofluorescentes espalhados pelo pólo posterior, inclusive mais evidentes do que na AF.



Fig. 9 AMPPE por imagiologia multimodal. A ICGA (última imagem da direita) mostra múltiplas áreas de isquémia, também visíveis no OCT-A macular sobreposto (coriocapilar), e em maior número que na retinografia ou AF.

BIBLIOGRAFIA

- 1 Caesar J, Shaldon S, Chiandussi L, et al. The use of indocyanine green in the measurement of hepatic blood flow and as a test of hepatic function. Clin Sci 1961;21:43-57.
- 2 Hunton DB, Bollman JL, Hoffman HN. Studies of hepatic function with indo- cyanine green. Gastroenterology 1960;39:713-24.
- 3 Flower RW, Hochheimer BF. Clinical infrared absorption angiography of the choroid. Am J Ophthalmol 1972;73:458–9.
- 4 Hyvarinen L, Flower RW. Indocyanine green fluorescence angiography. Acta Ophthalmol (Copenh) 1980;58:528-38.
- 5 Hayashi K, de Laey JJ. Indocyanine green angiography of submacular choroidal vessels in the human eye. Ophthalmologica 1985;190:20–9.
- 6 Scheider A, Schroedel C. High resolution indocyanine green angiography with a scanning laser ophthalmoscope. Am J Ophthalmol 1989;108:458–9.
- 7 Ott P. Hepatic elimination of indocyanine green with special reference to distribution kinetics and the influence of plasma protein binding. Pharmacol Toxicol 1998;83(Suppl 2):1–48.
- 8 Bischoff PM, Flower RW. Ten years experience with choroidal angiography using indocyanine green dye: a new routine examination or an epilogue? Doc Ophthalmol 1985;60:235–91.
- 9 Benya R, Quintana J, Brundage B. Adverse reactions to indocyanine green: a case report and a review of the literature. Cathet Cardiovasc Diagn, 1989;17:231–3.
- 10 Costa DL, Huang SJ, Orlock DA, et al. Retinal-choroidal indocyanine green dye clearance and liver dysfunction. Retina 2003;23:557–61.
- 11 Fineman MS, Maguire JI, Fineman SW, et al. Safety of indocyanine green angiography during pregnancy: a survey of the retina, macula, and vitreous societies. Arch Ophthalmol 2001;119:353–5.
- 12 Hope-Ross M, Yannuzzi LA, Gragoudas ES, et al. Adverse reactions due to indocyanine green. Ophthalmology 1994;101:529–33.
- 13 Flower RW, Csaky KG, Murphy RP. Disparity between fundus camera and scanning laser ophthalmoscope indocyanine green imaging of retinal pigment epithelium detachments. Retina 1998;18:260-8.
- 14 Wolf S, Wald KJ, Elsner AE, et al. Indocyanine green choroidal videoangiography: a comparison of imaging analysis with the scanning laser ophthalmoscope and the fundus camera. Retina 1993;13:266–9.
- 15 Stanga PE, Lim JI, Hamilton P. Indocyanine green angiography in chorioretinal diseases: indications and interpretation: an evidencebased update. Ophthalmology 2003;110:15–21; quiz 22-3.
- 16 Yannuzzi LA, Flower RW, Slakter JS. Indocyanine green angiography. St Louis: Mosby Year Book; 1997. p. 46.
- Aghdam, K.A., Framme, C. Ryan's Retinal Imaging and Diagnostics. Editor-In-Chief: Stephen J. Ryan, MD (ed): Srini Vas R. Sadda, MD 2013 (Ebook ISBN: 9780323223997, Print ISBN: 9780323262545). Saunders, an imprint of Elsevier Inc., Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 254, 603 (2016). https://doi. org/10.1007/s00417-014-2863-4
- 18 Shiraga F, Ojima Y, Matsuo T, et al. Feeder vessel photocoagulation of subfoveal choroidal neovascularization secondary to age-related macular degeneration. Ophthalmology 1998;105:662–9.
- 19 Massacesi AL, Sacchi L, Bergamini F, et al. The prevalence of retinal angiomatous proliferation in age-related macular degeneration with occult choroidal neovascularization. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 2008;246:89–92.
- 20 Giani A, Pellegrini M, Carini E, et al. The dark atrophy with indocyanine green angiography in Stargardt disease. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2012;53:3999-4004.
- 21 Ozkaya A, Alagoz C, Garip R, et al. The role of indocyanine green angiography imaging in further differential diagnosis of patients with nAMD who are morphologically poor responders to ranibizumab in a real-life setting. Eye (Lond). 2016;30(7):958– 965. doi:10.1038/eye.2016.71
- 22 Cohen SY, Dubois L, Quentel G, et al. Is indocyanine green angiography still relevant? Retina 2011;31:209–21.

- 23 Yannuzzi LA, Wong DW, Sforzolini BS, et al. Polypoidal choroidal vasculopa- thy and neovascularized age-related macular degeneration. Arch Ophthalmol 1999;117:1503–10.
- 24 Li X. 74 Polypoidal Choroidal Vasculopathy [Internet]. Sixth Edition. Ryan's Retina. Elsevier Inc.; 2019. 1458-1464
- 25 Koh A, Lee W, Chen L, Chen S, Hashad Y, Kim H, et al. Efficacy and Safety of Verteporfin Photodynamic Therapy in Combination with Ranibizumab or Alone Versus Ranibizumab Monotherapy in Patients with Symptomatic Macular Polypoidal Choroidal Vasculopathy. Retina. 2012;32:1453–14.
- 26 Shiraki K, Moriwaki M, Matsumoto M, et al. Long-term followup of severe central serous chorioretinopathy using indocyanine green angiography. Int Ophthalmol 1997;21:245–53.
- 27 Lafaut BA, Salati C, Priem H, et al. Indocyanine green angiography is of value for the diagnosis of chronic central serous chorioretinopathy in elderly patients. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 1998;236:513–21.
- 28 Mrejen, S., Balaratnasingam, C., Kaden, T. R., Bottini, A., Dansingani, K., Bhavsar, K. V., Yannuzzi, L. A. (2019). Long-term Visual Outcomes and Causes of Vision Loss in Chronic Central Serous Chorioretinopathy. Ophthalmology 2019;-:1e13.
- 29 Arevalo JF, Shields CL, Shields JA, et al. Circumscribed choroidal hemangioma: characteristic features with indocyanine green videoangiography. Ophthalmology 2000;107:344–50.
- 30 Shields CL, Shields JA, De Potter P. Patterns of indocyanine green videoangiography of choroidal tumours. Br J Ophthalmol 1995;79:237-45.
- 31 Shields CL, Salazar PF, Mashayekhi A, et al. Peripheral exudative hemorrhagic chorioretinopathy simulating choroidal melanoma in 173 eyes. Ophthalmology 2009;116:529–35.
- 32 Dell'omo R, Wong R, Marino M, et al. Relationship between different fluorescein and indocyanine green angiography features in multiple evanescent white dot syndrome. Br J Ophthalmol 2010;94:59–63.
- 33 Fardeau C, Herbort CP, Kullmann N, et al. Indocyanine green angiography in birdshot chorioretinopathy. Ophthalmology 1999;106:1928–34.
- 34 Schneider U, Inhoffen W, Gelisken F. Indocyanine green angiography in a case of unilateral recurrent posterior acute multifocal placoid pigment epitheliopathy. Acta Ophthalmol Scand 2003;81:72–5.
- 35 Giovannini A, Mariotti C, Ripa E, et al. Indocyanine green angiographic findings in serpiginous choroidopathy. Br J Ophthalmol 1996;80:536–40.

OCT

Ana Maria Cunha¹, Ângela Carneiro^{1,2,} Sandra Barrão³

¹ Centro Hospitalar Universitário São João

² Departamento de Cirurgia e Fisiologia da Faculdade de Medicina da Universidade do Porto

³ Instituto de Oftalmologia Dr. Gama Pinto

1. INTRODUÇÃO

A tomografia de coerência ótica (OCT) é um método de diagnóstico não invasivo, em tempo real, que revolucionou a abordagem de múltiplas patologias oculares. Descrito em 1995 por James Fujimoto e seus colaboradores no *Massachusetts Institute of Technology*¹, este método de diagnóstico apresentou desde então um desenvolvimento tecnológico significativo.

O princípio óptico do OCT é a interferência de luz branca de baixa coerência. A tomografia produz uma imagem do interior de uma estrutura anatómica através da análise do trajeto de um feixe de luz ao atravessar essa estrutura. Quando os fotões de um feixe de luz atravessam um tecido ocorrem processos de absorção, dispersão e reflexão. Os fotões refletidos com a mesma direção do feixe de luz vão produzir um padrão de interferência que geram o Axialscan (A-scan). Múltiplos A-scans de pontos adjacentes constroem uma imagem em corte transversal do tecido em estudo, designado por B-scan.^{4,5} A base do OCT é o interferómetro de Michelson. Uma fonte de luz emite um feixe que se divide em duas direcões óticas por meio de um divisor de feixe (semiespelho), uma para o tecido em estudo e outra para o espelho de referência. A luz refletida é recombinada e dá origem a um padrão de interferência que é analisado pelo fotodetetor.^{6,7}

A luz refletida pode ser detetada através de 2 vias principais, o time domain OCT (TD-OCT) e o Fourier domain (que se divide no spectral domain e swept source).8 Quando comparamos o spectral domain (SD) com o time domain (TD), a principal diferença é a existência de deteção simultânea dos fotões refletidos para cada A-scan através da operação matemática Inverse Fourier transform no SD.8 Este fator contribui para maior velocidade de aquisição de imagens, que é de cerca de 400 A-scans por segundo em TD e de cerca de 18.000 a 70.000 A-scans por segundo no SD. Permite também uma melhor resolução das imagens obtidas, pois a resolução axial no TD é de 8 a 10 μ m⁹ e no SD de 5 a 7 μ m¹⁰. Consegue-se assim maior densidade de cortes obtidos e a produção de aquisições tridimensionais.^{2,8} A principal fonte de luz são os Díodos Superluminescentes (SLD), com comprimento de onda de cerca de 800nm.^{2,3} O swept source (SS), tal como o SD, constrói um interferograma através da Inverse Fourier transform. A velocidade do scanning é de 100.000 a

400.000 A-scans por segundo¹¹ e apresenta uma resolução axial de 5 μ m. Isto promove uma aquisição de B-scans mais rápidos, com melhor resolução, mais largos (12 mm vs 6-9 mm com o SD-OCT) e com melhor relação sinalruído.^{2,12} O comprimento de onda usado do SS-OCT é de cerca de 1060 nm, o que permite uma melhor penetração nos tecidos oculares, melhor visualização de estruturas mais profundas (por exemplo, coroide e esclera) e maior capacidade de atravessar opacidades de meios (por exemplo, catarata).^{2,13}

2. PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO

Na prática clínica, os principais tipos de scans são o scan macular (cubo macular, *raster scan* e o *radial scan*), scan de linha e a imagem *en face*.

No cubo macular, centrado na fóvea, há aquisição de dados volumétricos, habitualmente B-scans de 6x6 mm de área com menor resolução que a linha de forma a diminuir o tempo total necessário para o scan. Podem realizar-se aquisições com o cubo noutras áreas de interesse. O *raster scan* envolve uma grelha retangular de B-scans paralelos menos espaçados e de maior resolução, de forma a avaliar uma área de interesse com mais detalhe. O *radial scan* consiste em 6 a 12 linhas radiais de alta resolução, com 6 mm, com um ângulo igual e um eixo comum, em que todas intersetam a fóvea. Este tipo de aquisição permite linhas de scan menos espaçadas na área foveal, com consequente análise mais detalhada de patologia localizada nessa área.¹⁴

No scan de linha obtém-se um único B-scan composto por uma adição de um maior número de A-scans do que no cubo macular, o que permite obter imagens de alta resolução. Também é possível obter um scan com *Enhanced Depth Imaging* (EDI), no qual é alterado o modo de aquisição, de forma a melhorar a razão sinal/ruído que é obtido no final do A-scan e melhorar a qualidade da imagem na região posterior do B-scan (camadas da retina externa e coroide).^{11,14}

A imagem *en face* ou C-scan, correspondente à observação do cubo macular como se estivéssemos a observar de frente, em corte coronal, é obtido pela soma dos B-scans, fornecendo uma visão geral da morfologia da retina.¹⁴

3. INTERPRETAÇÃO DO OCT

O OCT reflete as propriedades ópticas do tecido em

termos de intensidade do sinal. A interpretação do OCT baseia-se na análise qualitativa e quantitativa deste exame.

3.1 SCAN OCT RETINA NORMAL

O resultado é um conjunto de múltiplas camadas com diferentes refletividades, que se assemelham com a histologia macular, apesar de não existir uma correlação direta entre elas.¹⁵ Histologicamente, a retina é constituída por dez camadas, das quais quatro são celulares e duas junções neuronais. Pelo contrário, através do OCT são identificados 18 planos tomográficos, desde a interface vítreo-retiniana até à coroidoescleral, como demonstrado na figura 1.¹⁶

A primeira camada, nem sempre visível na imagem de OCT, é a membrana limitante interna (MLI) (hiperrefletiva) na interface vitreoretiniana, seguida da camada de fibras nervosas (hiperrefletiva) e a camada de células ganglionares (hiporrefletiva). Subsequentemente, as camadas plexiformes interna e externa (hiperrefletivas) estão entre a camada nuclear interna (hiporrefletiva) e as camadas adjacentes. Após a camada plexiforme externa, identifica-se a camada nuclear externa (hiporrefletiva) e uma linha hiperrefletiva, que corresponde à membrana limitante externa (MLE). Ainda na retina externa, identifica-se a zona mioide (hiporrefletiva), a linha elipsoide (hiperrefletiva), a zona de interdigitação, entre os fotorreceptores e o EPR, e o complexo EPR-Bruch (hiperrefletivo). Externamente à membrana de Bruch, identificam-se as diferentes camadas da coroide, nomeadamente a coriocapilar, camada de Sattler e a camada de Haller, e na fronteira com a esclera, a junção coroido-escleral (Tabela 1).¹⁶

Tabela 1. Perfil de refletividade das camadas da retina normal

Alta (hiperrefletictividade)

- o EPR
- o Camada de fibras nervosas
- o Membrana limitante externa
- $\circ \qquad {\sf Camada \ elipsoide \ fotor$ $receptores \ (junção \ SI/SE)}$
- Zona de interdigitação EPR/fotorreceptores
- o Coroide

Média (isorrefletividade)

o Camadas plexiformes interna e externa

Baixa (hiporreflectividade)

- Camada de células ganglionares
- Camada nuclear interna e externa
- Zona mioide
- o Vítreo

3.2 ANÁLISE QUALITATIVA

A análise qualitativa avalia a anatomia retiniana, alterações morfológicas, alterações de refletividade e alterações de transmissão da luz. A refletividade das camadas da retina é determinada pela disposição das camadas, características biológicas e grau de pigmentação. Podem ser classificadas em hiperrefletivas ou hiporrefletivas dependendo da quantidade de luz que é refletida.

3.3 ANÁLISE QUANTITATIVA

No que se refere à análise quantitativa pelo OCT, numa linha de OCT é possível obter medições manuais, em micra,



Fig. 1. Scan linear com Swept-Source OCT. Identifica-se as diferentes refletividades das camadas da retina de um individuo normal

e o perfil de espessura com ou sem segmentação de camadas. A espessura retiniana é a medida mais comumente estudada na análise quantitativa do OCT. O OCT tem um algoritmo de segmentação capaz de identificar as diferentes refletividades das camadas da retina. A espessura retiniana corresponde à medição da distância entre duas linhas de segmentação. Os protocolos de aquisição, nomeadamente o cubo macular 3D e scan radial, geram a grelha Early Treatment of Diabetic Retinopathy Study (ETDRS) que permite a análise da espessura macular. O ETDRS consiste num círculo dividido por três anéis. O anel central com 1 mm de diâmetro, centrado na fóvea, um anel de 3 mm e outro de 6 mm de diâmetro. Os dois círculos externos dividem-se ainda em sectores superior, inferior, nasal e temporal, formando assim 9 sectores, com o valor médio central. Para além da escala numérica, apresenta também uma escala de cores (Fig. 2).^{11,14}

Os mapas topográficos, como mapas 3D de superfície, são baseados na segmentação por camadas de interfaces selecionadas, como MLI ou EPR. Também é possível a segmentação e análise de camadas específicas como a camada de fibras nervosas retiniana e a camada de células ganglionares, particularmente importante no glaucoma.^{11,14}



Fig. 2. Mapas de espessura da mácula. A. Grelha ETDRS; B. Mapa tridimensional; C. Mapa de superfície

4. ACHADOS PATOLÓGICOS NO OCT

4.1 DISTÚRBIO MACULAR

Semelhante ao que acontece nas estruturas normais da retina, ocorrem alterações da refletividade nos achados patológicos na retina (Tabela 2). A hiperrefletividade ocorre nas membranas epiretinianas, exsudados duros e algodonosos, hemorragias ou fibrose (Fig. 3). A hiporrefletividade é observada essencialmente em acumulações de fluído como cistos intrarretinianos, líquido intrarretiniano, líquido subretiniano, alguns descolamentos do EPR (Fig. 4). Podem também ocorrer espaços hiporrefletivos em situações de atrofia tecidular, como por exemplo as lacunas observadas nas telangiectasias maculares de tipo 2.^{17,18} A absorção do feixe de luz pelas estruturas que atravessa pode estar aumentada ou diminuída. Estruturas mais densas têm maior absorção e condicionam a ocorrência de um cone de sombra com consequente diminuição da visualização das estruturas posteriores. Áreas de atrofia condicionam maior refletividade das estruturas posteriores (efeito janela). Numa retina normal, o EPR é a principal fonte de absorção de luz, pelo que a atrofia do mesmo causa um aumento da transmissão de luz, com consequente aumento da refletividade da coroide subjacente.^{17, 18}



Fig. 3. Retinopatia diabética. Observa-se exsudado subretiniano de grandes dimensões, hiperrefletivo que condiciona um cone de sombra



Fig. 4. Edema Macular Diabético. Observa-se múltiplos cistos intraretinianos hiporrefletivos

Tabela 2. Perfil de refletividade de alguns achados patológicos

Alta (hiperreflectividade)

- Pigmento (ex. nevo coroideu)
- o Fibrose
- Exsudados duros
- Hemorragias
- NeovascularizaçõesMembrana epiretiniana

Média (isorreflectividade)

- 0 Fibrina
- 0 Drusas
- o Alguns descolamentos do epitélio pigmentado

Baixa (hiporrefletividade)

 Fluido (subretiniano, intraretiniano, cistos, alguns descolamentos do epitélio pigmentado)

4.2 DISTÚRBIOS DA INTERFACE VITREO MACULAR

O OCT é fundamentar para diagnosticar e diferenciar adesões vítreo-maculares (AVM), trações vítreomaculares (TVM) e buracos maculares (Fig. 5). A classificação da International Vitreomacular Traction Study Group é baseada no OCT e utilizada como guia para prever *outcomes* terapêuticos.¹⁹



Fig. 5. Distúrbio da interface vitreomacular. Observa-se tração vitreomacular focal com grave disrupcão da retina neurosensorial subjacente condicionando hiperreflectividade das estruturas subjacentes

5. ARTEFACTOS NO OCT

Os artefactos podem estar relacionados com o doente, o operador ou o *software*. Os artefactos associados ao doente constituem, na maioria dos casos, o movimento ocular, que pode ser controlado pelo *eye tracking software*. Os artefactos relacionados com o operador incluem scans descentrados, corte de imagens ou incorreta focagem.²⁰ Os artefactos relacionados com o *software* são frequentemente devidos à falha dos algoritmos de segmentação, o que leva uma identificação incorreta dos limites internos e externos da retina, comum em doenças como a DMI e tração vitreomacular.²¹

6. CONCLUSÃO

O OCT é um método de diagnóstico não invasivo, rápido e reprodutível na investigação e prática clínica. Revolucionou a imagiologia do segmento posterior. O contínuo desenvolvimento desta tecnologia tem facultado uma evolução do conhecimento científico. Adicionalmente vários equipamentos têm acoplados estudos de refletância, autofluorescência e mesmo angiografia com contraste, permitindo uma avaliação multimodal integrada da patologia coriorretiniana.

BIBLIOGRAFIA

- 1. Fujimoto JG, Brezinski ME, Tearney GJ, Boppart SA, Bouma B, Hee MR, et al. Optical biopsy and imaging using optical coherence tomography. Nat Med. 1995;1(9):970-2.
- 2. Meyer CH, Saxena S, Sadda SR. Spectral domain optical coherence tomography in macular diseases. 1st ed. India: Springer; 2016.
- 3. Yanoff M, Duker JS. Ophthalmology. 5th ed. Philadelphia: Elsevier; 2018.
- 4. Tsang SH, Sharma T. Atlas of inherited retinal diseases. 1st ed. Charn, Switzerland: Springer; 2018.
- 5. Wojtkowski M. High-speed optical coherence tomography: basics and applications. Appl Opt. 2010;49(16): D30-61.
- 6. Carlo TE, Romano A, Waheed NK, Duker JS. A review of optical coherence tomography angiography (OCTA). International Journal of Retina and Vitreous. 2015;1(1):1-15.
- 7. Herrero-Garibi J, Cruz-Gonzalez I, Parejo-Diaz P, Jang IK. Optical coherence tomography: its value in intravascular diagnosis today. Rev Esp Cardiol. 2010;63(8):951-62.
- 8. Duker JS, Waheed NK, Goldman D. Handbook of retinal OCT: optical coherence tomography. 1st ed. Philadelphia: Saunders; 2014.
- 9. Sull AC, Vuong LN, Price LL, et al. Comparison of spectral/Fourier domain optical coherence tomography instruments for assessment of normal macular thickness. Retina. 2010; 30(2):235–245.
- Leitgeb R, Hitzenberger C, Fercher A. Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography. Opt Express. 2003; 11(8):889–894
- Muna Bhende, Sharan Shetty,1 Mohana Kuppuswamy Parthasarathy, and S Ramya. Optical coherence tomography: A guide to interpretation of common macular Diseases. Indian J Ophthalmol. 2018 Jan; 66(1): 20–35.
- Potsaid B, Baumann B, Huang D, Barry S, Cable AE, Schuman JS, Duker JS, Fujimoto JG: Ultrahigh speed 1050nm swept source/ Fourier domain OCT retinal and anterior segment imaging at 100,000 to 400,000 axial scans per second. Optics express 2010, 18(19):20029- 20048.
- 13. Srinivasan VJ, Adler DC, Chen Y, Gorczynska I, Huber R, Duker JS, et al. Ultrahigh-speed optical coherence tomography for threedimensional and en face imaging of the retina and optic nerve head. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2008 Nov;49(11):5103-10.
- 14. Ingrid U. et al. Vitreoretinal Disease. 2nd ed. Thieme; 2018
- 15. Drexler W, Fujimoto JG. State-of-the-art retinal optical coherence tomography. Progress in retinal and eye research. 2008;27(1):45-88.
- Staurenghi G, Sadda S, Chakravarthy U, Spaide RF, International Nomenclature for Optical Coherence Tomography P. Proposed lexicon for anatomic landmarks in normal posterior segment spectral-domain optical coherence tomography: the IN*OCT consensus. Ophthalmology. 2014;121(8):1572-8.
- 17. Ryan SJ. Retina. 5th ed. Oxford: Saunders Elsevier; 2013.
- Bruno Lumbruso MR. Practical Handbook of OCT (Retina, Choroid, Glaucoma): Jaypee Brothers Medical Pub; 2015.
- Duker JS, Kaiser PK, Binder S, et al. The International Vitreomacular Traction Study Group classification of vitreomacular adhesion, traction, and macular hole. Ophthalmology. 2013; 120(12):2611–2619.
- Giani A, Cigada M, Esmaili DD, Salvetti P, Luccarelli S, Marziani E, et al. Artifacts in automatic retinal segmentation using different optical coherence tomography instruments. Retina 2010;30:607-16.
- 21. Domalpally A, Danis RP, Zhang B, Myers D, Kruse CN. Quality issues in interpretation of optical coherence tomograms in macular diseases. Retina 2009;29:775-81.

OCTA — PRINCIPIOS BÁSICOS, TÉCNICAS DE Aquisição e limitações

Ana Rita Santos^{1,2}, Rita Laiginhas³, Carolina Madeira⁴, Manuel Falcão^{4,5}, RufinoSilva^{1,6,7,8}

¹ Associação para Investigação Biomédica em Luz e Imagem

² Área Técnico-científica de Ortóptica, Escola Superior de Saúde, Instituto Politécnico do Porto

³ Centro Hospitalar Entre Douro e Vouga

- ⁴ Centro Hospitalar Universitário São João
- ⁵ Departamento de Cirurgia e Fisiologia, Faculdade de Medicina da Universidade do Porto
- ⁶ Instituto de Investigação Clínica e Biomédica de Coimbra, Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra
- ⁷ Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra
- ⁸ Espaço Medico de Coimbra

PRINCÍPIOS BÁSICOS DO OCT-A

A angiografia por tomografia de coerência óptica (OCT-A) é um método imagiológico recente que permite estudar a vasculatura retiniana e coroideia de forma não invasiva, sem recorrer a injeção de produtos de contraste como a Fluoresceína Sódica ou a Indocianina Verde.

Permite não só a visualização tridimensional dos diferentes plexos vasculares localizados a diferentes profundidades da retina e coroide, mas fornece também informação funcional sobre o fluxo sanguíneo existente nos vasos e a extensão das áreas de não perfusão ou neovascularização. É possível observar os diferentes plexos vasculares independentemente pois os softwares permitem isolar os vasos retinianos por camadas de acordo com as necessidades do utilizador. Para isto, é imprescindível que o utilizador verifique se no OCT estrutural existe uma correta segmentação das várias camadas retinianas em estudo.

O princípio básico de funcionamento do OCT-A é baseado na deteção de movimento dos eritrócitos que circulam nos vasos sanguíneos, em contraste com o tecido circundante que é estático. As imagens angiográficas do OCT-A são conseguidas através de múltiplos B-scans que são repetidos exatamente na mesma localização retiniana. As diferenças de intensidade e fase do sinal emitidos por cada B-scan são processadas recorrendo a algoritmos próprios de cada equipamento que se baseiam numa função matemática denominada decorrelação, dando origem ao angiograma do OCT-A e a uma imagem en-face das várias camadas da retina. Sendo a imagem do OCT-A baseada na obtenção de vários B-scans estruturais de OCT, ambos os aspetos morfológicos e funcionais da retina e coroide são simultaneamente visualizados permitindo uma análise multimodal das estruturas do fundo ocular.

Dependendo do equipamento, esta tecnologia consegue hoje obter imagens da vasculatura retiniana com uma resolução axial de até 5 μ m e uma resolução transversal de até 14 μ m. Importa referir que a resolução axial do OCT depende principalmente do comprimento de onda da fonte de luz do equipamento sendo diretamente proporcional ao mesmo, mas também da integridade dos meios ópticos.¹

A resolução lateral depende maioritariamente do diâmetro pupilar e do número de A-scans que compõem um B-scan e, estando a falar de discriminação de pequenos vasos, este é um fator a considerar na escolha do equipamento e do protocolo de aquisição para uma determinada patologia ou área de interesse, já que quanto maior a área a adquirir, menor número de A-scans e B-scans serão utilizados para que o tempo de aquisição não aumente exponencialmente.¹

TECNOLOGIAS DE OCTA DISPONÍVEIS

Existem vários equipamentos de OCT-A no mercado atualmente (as características detalhadas de cada equipamento encontram-se detalhadas no capítulo seguinte). Nasua maioria, são OCTA de domínio espectral (SD-OCT), tecnologia que permite o varrimento da retina numa proporção superior a 70 000 A-scans por segundo. Estes A-scans são detetados simultaneamente por um espectrómetro, que possibilita a reconstrução da imagem tridimensional das várias camadas retinianas em poucos segundos.

Dentro dos OCTA de domínio espectral há ainda alguns equipamentos que se distinguem pela tecnologia Swept Source (SS-OCT). De forma resumida, este tipo de tecnologia distingue-se pela fonte de luz utilizada. Para além de ser de comprimento de onda muito superior aos restantes (>1050 nm), a fonte de luz é "oscilante", aumentando a sua largura de banda e emitindo sequencialmente várias frequências no mesmo tempo.² Tais características permitem que o SS-OCTA tenha uma maior resolução axial, sendo superior na visualização de camadas mais profundas, como a coróide, e uma velocidade de varrimento na ordem dos 100 000 a 200 000 A-scans por segundo.^{3,4}

O número de A-scans por segundo é uma característica importante na comparação entre equipamentos pois determina a capacidade de cada OCT-A na deteção de fluxos sanguíneos mais lentos, e influencia a sua resolução lateral, ou seja, o detalhe da rede capilar detetada. Quanto maior a velocidade de varrimento (nº de A-scans/s), mais B-scans podem ser adquiridos e por consequência, maior área da retina pode ser analisada sem comprometer a resolução da rede vascular. Por outro lado, um maior número de repetições de cada B-scan pode ser realizado sem para isso aumentar o tempo de aquisição, tornando possível a visualização de estruturas com fluxos mais lentos tais como microaneurismas, anomalias microvasculares intraretinianas (IRMA) ou outras alterações vasculares.

Todos os equipamentos de OCT-A estão equipados com um sistema de Eye-tracking que permite acompanhar os movimentos do olho e da cabeça do doente fazendo um registo automático e constante da posição dos B-scans na retina. Desta forma é possível subtrair estes movimentos ao movimento das células sanguíneas e reduzir a presença de artefactos nas imagens de OCT-A. É de destacar no entanto importantes diferenças entre os sistemas de Eyetracking dos vários equipamentos: há sistemas em tempo real que usam a informação da imagem do fundo do olho e do scan de OCT em simultâneo para seguir os movimentos oculares interrompendo o varrimento assim que detetam qualquer alteração (por ex. o TruTrackTM) e sistemas que usam apenas a informação da imagem do fundo do olho na deteção de movimentos durante a aquisição e adicionam depois mecanismos de correção adicional nas imagens, através do varrimento ortogonal dos scans e co-registo das imagens após aquisição (Dual-Track). São os sistemas de eye-tracking ativo e em tempo real, que originam imagens de OCTA mais fiáveis, com menos artefactos e uma melhoria significativa da relação sinal-ruido dos B-scans. Para interpretar a informação recebida dos A-scans e B-scans obtidos no varrimento, existem 4 algoritmos principais utilizados na maioria dos OCT-A disponíveis: O algoritmo OMAG (optical microangiography), o algoritmo SSADA (Split-Spectrum Amplitude Decorrelation Algorithm), o algoritmo FSADA (Full-Spectrum Amplitude Decorrelation Algorithm) e o algoritmo OCTARA (OCT-A Ratio Analysis) que é utilizado em equipamentos Swept-Source. O que os distingue é o tipo de informação que extraem das ondas luminosas refletidas pela retina e recebida nos seus detetores para captarem o movimento das células sanguíneas.

COMO ADQUIRIR A IMAGEM

Sendo o OCT-A um método imagiológico totalmente não invasivo, não requer qualquer preparação prévia do doente

e, na maioria dos casos, não é necessária a dilatação da pupila para obter uma imagem de qualidade aceitável, já que a fonte de luz que utiliza é infravermelha, variando entre os 840 nm e os 1050 nm, consoante o equipamento utilizado.⁵ O procedimento do exame é igual ao procedimento de um OCT estrutural convencional. O doente é sentado à frente da ocular do equipamento, com o queixo e a testa apoiados na mentoneira.

Deve depois ser instruído a olhar para uma luz de fixação interna (ou externa, caso possua patologia que limite a capacidade de fixação). A maioria dos equipamentos permite a deslocação e recolocação da área de aquisição sobre a área de interesse no fundo do olho.

O exame deve ser previamente explicado ao doente referindo alguns pontos cruciais para a obtenção de um OCT-A de qualidade, tais como:

- 1. Irá ver uma luz de varrimento que atravessará toda a sua retina, por favor não a siga e mantenha a fixação no ponto de luz central.
- 2. Pode pestanejar desde que o faça de forma muito rápida e pouco frequente. A maioria dos equipamentos com *Eye-tracking* permite ao doente que pestaneje frequentemente sem o risco de perder informação durante o varrimento. O pestanejar garante que a córnea esteja lubrificada durante todo o exame e que os vasos retinianos sejam adquiridos com boa definição e sem artefactos causados pela secura da superfície ocular.
- 3. É um exame rápido, não demorará mais do que alguns segundos (pode chegar a pouco mais de um minuto dependendo do doente e qualidade de aquisição pretendida). Tente permanecer com a cabeça e queixo encostados durante toda a aquisição para que a posição do seu olho não se altere.

QUALIDADE DA IMAGEM

Sendo o OCT-A uma técnica imagiológica de visualização da rede vascular retiniana e coroideia, a qualidade da imagem é crucial para a deteção do maior número de vasos com definição máxima.

Para que uma imagem de OCT-A seja considerada com boa qualidade, as seguintes características devem estar presentes:

- Vasos e rede de capilares bem definidos e focados
- Contorno da Zona Avascular Foveal bem definido e visível
- Espaços pretos entre vasos e capilares devem estar bem visíveis e sem problemas de focagem.
- Ausência de *cropped* scans (cortes a meio da imagem que fazem com que os vasos fiquem distorcidos ou descontínuos)
- Ausência de artefactos por pestanejo (caracterizados por áreas lineares pretas sem quaisquer vasos detetados)
- Ausência de vasos duplicados (vasos fantasma/sombra), normalmente provocados por movimentos fortes do olho ou da cabeça do doente ou por opacidade dos meios.
- Ausência, sempre que possível, de artefactos provocados

por opacidades dos meios, nomeadamente catarata, moscas volantes do vítreo, hemorragias, etc.), especialmente no centro da fóvea ou a ocupar a área de interesse.

Sempre que possível nestes casos deve tentar-se adquirir a imagem de OCT-A contornando estas opacidades para que não obscureçam a rede vascular que está a ser alvo de análise.

LIMITAÇÕES DO OCT-A

1. Tempo de aquisição

O OCTA, sendo um exame baseado na repetição de B-scans numa mesma localização, tem uma duração de aquisição superior ao OCT estrutural. A expansão das áreas de varrimento para além dos 6 mm centrais (comuns na maioria dos mapas de espessura do OCT estrutural) é outro dos fatores que contribui para um aumento do tempo de aquisição. A necessidade de sistemas de *Eye-tracking* que garantam a correção de movimentos oculares e permitam a repetição exacta dos B-scans é outro fator que faz variar o tempo de aquisição de um OCTA. Dependendo da colaboração e capacidade de fixação de cada individuo, o exame pode ter uma duração variável. Em doentes que não conseguem fixar, poderá ser muito difícil obter uma imagem com qualidade para interpretação.

2. Área de aquisição vs resolução lateral da rede vascular

A maioria dos equipamentos na atualidade permite áreas de aquisição entre os 3 mm x 3 mm centrais e os 8 mm x 8 mm. Há, no entanto, a necessidade crescente de adquirir áreas maiores para documentar patologias que afetam não só a região macular mas também as áreas periféricas.

No entanto, há que ter em conta que o aumento das áreas de varrimento está diretamente relacionado com a perda de resolução lateral e com o consequente detalhe da rede vascular. Ao aumentar a área de varrimento, o número de B-scans para cobrir essa área aumentará, (ou não, conforme os equipamentos). No entanto, para manter o tempo de aquisição dentro do exequível, os B-scans acabarão por ficar mais espaçados entre si (comprometendo a resolução da rede vascular) e o número de repetições dos mesmos em cada localização diminuirá (comprometendo a deteção de fluxos sanguíneos com velocidades diferentes).

3. Presença de artefactos

Como em qualquer técnica imagiológica a presença de artefactos que afetam a interpretação da patologia é algo a evitar.

O OCTA é baseado no princípio da refletividade das células sanguíneas retinianas a várias profundidades e esse facto é responsável pela maioria dos artefactos desta técnica. Os artefactos mais frequentes são:

Artefactos de projeção – o aparecimento dos vasos superficiais da retina (ou outras estruturas) com uma refletividade mais fraca nas imagens do plexo vascular profundo. Tal facto deve-se à dispersão da refletividade destes vasos que se propaga para as camadas adjacentes quando o feixe de luz axial atravessa a retina. A maioria dos equipamentos já tem ferramentas de software para estes artefactos mas na sua maioria, subtraem estes vasos à imagem da rede vascular profunda, ficando o seu espaço a preto.

Artefactos de segmentação – Na presença de patologia severa que altera a integridade e forma das camadas retinianas, a segmentação das camadas vasculares pode ficar comprometida, principalmente nos equipamentos cuja segmentação é realizada por estimativa e não baseada na refletividade de cada camada. Este tipo de artefactos pode originar a visualização de vasos anómalos ou zonas de complexidade vascular alterada nos diversos plexos retinianos ou coroideus.

Artefactos de movimento – a presença de linhas horizontais "esborratadas" que cortam e desalinham a rede vascular em zonas localizadas da imagem. Resultam de movimentos fortes do olho durante a aquisição, que os sistemas de *eye-tracking* não conseguiram compensar.

Artefactos de pestanejo – devido ao pestanejar frequente ou prolongado durante a aquisição, a imagem apresenta linhas horizontais escuras, de baixa refletividade, que atravessam toda a área de aquisição.

Artefactos de desfocagem – perda de detalhe das estruturas vasculares mais finas, nos plexos superficial e profundo que podem ser acompanhados de perda de precisão na segmentação das camadas vasculares.



Fig. 1:(A) Imagem de OCT-A com vasos duplicados, cropped scans e artefactos de movimento.(B) Imagem de OCT-A com vasos duplicados e perda de rede vascular devido a opacidade dos meios ou movimentos do olho.(C) Imagem de OCT-A com boa qualidade, vasos bem definidos e focados, fóvea bem definida, espaços pretos sem artefactos (Cortesia de Ana Rita Santos).

Tabela 1: Comparação do OCTA com a angiografia fluoresceínica e com indocianina verde^{6.7}.

OCT-A	Angiografia Fluoresceínica	Indocianina Verde
Nova tecnologia	Tecnologia validada	Tecnologia validada
Ainda não completamente validada	Correlação multimodal entre várias imagens e histologia	Correlação multimodal entre várias imagens e histologia
Não invasivo. Não precisa de contraste	Invasivo, precisa de contraste, risco de anafilaxia	Invasivo, precisa de contraste, risco de anafilaxia
Aquisição rápida	Aquisição demorada com várias imagens adquiridas em tempos diferentes	Aquisição demorada com várias imagens adquiridas em tempos diferentes
Interpretação requer mais tempo para avaliar todos os plexos	Interpretação das imagens mais rápida	Interpretação das imagens mais rápida
Fornece informação tridimensional da vasculatura retiniana e coroideia em simultâneo	Não fornece informação sobre camadas ou plexos vasculares individuais	Não fornece informação sobre camadas ou plexos vasculares individuais
Permite a segmentação de várias camadas	Retina é fotografada na íntegra	Coróide é fotografada na íntegra
Capacidade de penetração através de sangue	Fluorescência é bloqueada pelo sangue e presença de hemorragias	Capacidade de penetração através de sangue
Artefatos podem dificultar a interpretação	Menos sensível a artefactos	Menos sensível a artefactos
Deteta fluxo sanguíneo, não deteta extravasamento	Deteta extravasamento e, consequentemente, atividade da doença.	Deteta extravasamento e, consequentemente, atividade da doença
Alta-resolução até à rede capilar profunda da retina	Menor resolução, capaz de detetar os vasos retinianos maiores mas não a rede capilar	Capaz de detetar os vasos coroideus maiores mas não a rede coriocapilar
Campo de visão/aquisição reduzido	Opções Wide-field disponíveis	Opções Wide-field disponíveis
Não possibilita aquisição estereoscópica	Aquisição esterescópica opcional	Aquisição esterescópica opcional
Não dinâmico, sem função de vídeo	Função de vídeo dinâmico disponível	Função de vídeo dinâmico disponível
Possibilita análise quantitativa	Não possibilita análise quantitativa	Não possibilita análise quantitativa
Possibilita aquisição em follow-up reprodutível	Local de aquisição dependente do operador	Local de aquisição dependente do operador
Baixa sensibilidade para deteção de baixo fluxo	Alta sensibilidade para deteção de baixo fluxo	Alta sensibilidade para deteção de baixo fluxo
Máxima amplitude de campo 45º	Máxima amplitude de campo 200º	Máxima amplitude de campo 200º

BIBLIOGRAFIA

- 1. Bille JF. High Resolution Imaging in Microscopy and Ophthalmology. Bille JF, editor. High Resolution Imaging in Microscopy and Ophthalmology. Heidelberg, Germany: Springer; 2019. 393 p.
- Stanga PE, Tsamis E, Papayannis A, Stringa F, Cole T, Jalil A. Swept-Source Optical Coherence Tomography Angio[™] (Topcon Corp, Japan): Technology Review. In: F B, EH S, G Q, editors. OCT Angiography in Retinal and Macular Diseases. Developmen. Karger; 2016. p. 13–7.
- Diaz JD, Wang JC, Oellers P, Lains I, Sobrin L, Husain D, et al. Imaging the Deep Choroidal Vasculature Using Spectral Domain and Swept Source Optical Coherence Tomography Angiography. J Vitreoretin Dis. 2018;2(3):146–54.
- 4. Fawwaz A, Maha L, Harara M. Swept Source Oct (En-Face) Imaging

in Conjunction with (Retinal Flow) Oct Angio Map "Marking Out" Deep Capillary Plexus Ischemia in Paracentral Acute Middle Maculopath. J Clin Exp Ophthalmol. 2018;09(02):2–5.

- 5. Turgut B. Optical Coherence Tomography Angiography A General View. Eur Ophthalmic Rev. 2016;10(01):39.
- La Mantia A, Kurt RA, Mejor S, Egan CA, Tufail A, Keane PA, et al. Comparing Fundus Fluorescein Angiography and Swept-Source Optical Coherence Tomography Angiography in the Evaluation of Diabetic Macular Perfusion. Retina. 2019;39(5):926–37.
- Inoue M, Jung JJ, Balaratnasingam C, Dansingani KK, Dhrami-Gavazi E, Suzuki M, et al. A comparison between optical coherence tomography angiography and fluorescein angiography for the imaging of type 1 neovascularization. Investig Ophthalmol Vis Sci. 2016;57(9):OCT314–23.

OCTA – CARACTERÍSTICAS DOS Equipamentos disponíveis

Rita Laiginhas¹, Ana Rita Santos^{2,3}, Carolina Madeira⁴, RufinoSilva^{2,4,5,6,7,8}, Manuel Falcão^{9,10}

- ¹ Centro Hospitalar entre Douro e Vouga
- ² Associação para Investigação Biomédica em Luz e Imagem
- ³Área Técnico-científica de Ortóptica, Escola Superior de Saúde, Instituto Politécnico do Porto
- ⁴ Instituto de Investigação Clínica e Biomédica de Coimbra. Faculdade de Medicina. Universidade de Coimbra
- ⁵ Center for Innovative Biomedicine and Biotechnology. Faculdade de Medicina. Universidade de Coimbra
- ⁶ Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra
- ⁷ Clinical Academic Center of Coimbra
- ⁸ Espaço Medico de Coimbra
- ⁹ Centro Hospitalar Universitário São João
- ¹⁰ Departamento de Cirurgia e Fisiologia, Faculdade de Medicina da Universidade do Porto

Atualmente, existem diferentes equipamentos de OCT-A disponíveis que diferem entre si em várias características, incluindo: o número de A-scans por segundo, o número de repetições de cada B-scan, as áreas dos protocolos de aquisição e os algoritmos utilizados para detetar as diferenças entre os B-scans consecutivos.¹ Na tabela 1, é apresentado um sumário comparativo das principais características dos equipamentos mais utilizados na prática clínica (ver tabela 1).

Nos próximos parágrafos apresenta-se em maior detalhe as especificidades de cada equipamento OCT-A atualmente disponível.

OCT-A OPTOVUE ANGIOVUE®

O AngioVue (Optovue Inc., Fremont, CA) gera imagens de OCT-A utilizando o algoritmo SSADA que basicamente compara OCT B-scans sequenciais e consecutivos com cada um deles. Este algoritmo divide um mesmo B-scan em múltiplos espectros do mesmo para aumentar o número de imagens a serem usadas na melhoria da relação sinal/ruído, intensidade e contraste, aumentando assim a qualidade do scan de OCT-A sem necessidade de muitas repetições e diminuindo o tempo de varrimento.^{2,3}

Protocolos de aquisição

Este equipamento tem uma capacidade de varrimento de 70 000 A-scans por segundo e cada volume de OCT-A contém 304 x 304 ou 400 x 400 A-scans. Cada B-scan é repetido apenas 2 vezes em cada posição e o varrimento é ortogonal, adquirindo 1 volume de B-scans horizontalmente e outro verticalmente. Permite adquirir as seguintes áreas da retina: 3 mm x 3mm; 4.5 mm x 4.5 mm; 6 mm x 6 mm e 8 mm x 8 mm.

Vantagens:

- A segmentação das camadas retinianas e coroideias é editável, permitindo a correção da mesma em caso de

patologias que alterem a sua disposição.

- Permite uma boa visualização das membranas neovasculares coroideias por permitir a edição da segmentação.
- Oferece métricas de densidade vascular na generalidade das áreas adquiridas e permite delimitar áreas de fluxo e não fluxo nas camadas mais externas da retina e coróide. É possível, com ferramentas editáveis, isolar áreas de interesse e obter informação quantitativa sobre fluxo sanguíneo e áreas de não perfusão.

Desvantagens:

- Devido ao varrimento ortogonal, é mais propenso que outros equipamentos a artefactos de movimento, *cropped* scans e duplicação de vasos.
- Aquisição mais demorada e varrimento mais lento que outros equipamentos.
- Não permite obter métricas de fluxo e áreas de não perfusão nos plexos superficiais da retina.
- Apenas 2 repetições de cada B-scan, limitando a deteção de fluxos sanguíneos mais lentos, como por exemplo, microaneurismas.



Fig. 1: Output OCTA do Angiovue com pré-visualização dos vários plexos vasculares e mapas de densidade vascular e espessura macular.

ESPECIFICAÇÕES ANGIOVUE ANGIOPLEX PLEX ELITE SPECTRALIS OCTA ANGIOSCAN DRI-OCT Triton swept CIRRUS HD-OCT AngioVue Plataforma OCT PLEX® Elite 9000 Spectralis OCT-2 RS-3000 Advance 2 Model 50001 or 60002 Avanti XR source OCT Heidelberg Carl Zeiss Meditec Carl Zeiss Meditec Nidek Fabricante Optovue Topcon Corporation Engineering Gamagori, Aichi, Origem Fremont, CA, USA Dublin, CA, USA Dublin, CA, USA Heidelberg, Germany Tokyo, Japan Japan Spectral Domain/ Spectral Domain Spectral Domain Swept Source Spectral Domain Spectral Domain Swept Source Swept Source Velocidade de 70000 68 000¹ 100 000 85000 85000 100 000 Varrimento (Scans/s) Volumes de 304 × 304 245 × 245 300x300 320 × 320 varrimento Máx. 512 × 512 256 × 256 400 x 400 350 × 350 500x500 512×512 (A-scans) FSADA FSADA Modelo probabilístico Modelo probabilístico Algoritmo de SSADA OMAG OMAG OCTARA que prediz se um pixel que prediz se um pixel aquisição no B-scan contêm no B-scan contêm fluxo ou não. fluxo ou não. Tipo de algoritmo Amplitude + phase Amplitude + phase Amplitude + phase Amplitude + phase Amplitude Amplitude 3×3 3×3 $3 \times 3 \text{ mm}$ 6 × 6 $3 \times 3 \text{ mm}$ 3x3mm 10° x 10° (~3 × 3 mm) 4.5 × 4.5 $9 \times 9 \, \text{mm}$ 20° x 20° (~6 × 6 mm) 30° x 15° (~9 x 5 mm) 8×8 4.5 × 4.5 mm Área de varrimento 6x6mm 6×6 6 × 6 mm 14 x 14 (montage) $6 \times 6 \text{ mm}$ (macular) (mm) 12x12mm (montage) 8×8 12×9 mm 14 x 10 (montage) 15x9mm (montage) editáveis 10 x 6 (montage) 12×12 mm Resolução Óptica 3-5 µm 5μm 6.3 µm 3.9 µm $7\,\mu m$ $8 \, \mu m$ Axial Resolução Óptica 15 µm 15 µm 20 µm 5,7 µm 12 µm 20 µm Lateral Fonte de luz 840 nm 840 nm 1000 nm 880 nm 880 nm 1050 nm Profundidade axial $2-3 \, mm$ 2 mm 3 mm1.9 mm 2.1 mm 2.6 mm da imagem (mm) 4 matching - Retina Depth vasculature plexus: - Full retina Encoded - Superficial retinal 2 in RNFL and GCL - Vitreo-retinal - Retina and 2 in the INL. plexus - Vitreo-retinal interface - Superficial retinal - Deep retinal plexus - Superficial retinal - Superficial retinal interface plexus - Deep retinal plexus Opções de Vitreous plexus Superficial retinal 3 matching plexus: plexus - Outer retina Deep retinal plexus Outer retina Segmentação plexus -Deep retinal plexus - Deep retinal plexus - Superficial retinal automática - Outer retina Outer retina to - Avascular layer plexus - Choriocapiliaris choriocapillaris - Choriocapiliaris - ORCC - Outer retina - Deep retinal - Choriocapiliaris - Choriocapiliaris - Choroid Avascular layer plexus - Choroid - Choriocapiliaris - Avascular layer - Choroid Imagem OCTA SIM SIM SIM NÃO SIM SIM Cross-sectional SIM (Dual-Track) SIM SIM SIM SIM SIM Disponível nos Eye-tracker (FastTrack) (FastTrack) (TruTrack) (Tracing HD plus) (Smart Track) modelos novos. Update nos antigos SIM SIM Correção de SIM SIM Sim SIM Real-time SLO eye (Real-time SLO eye movimentos (motion-tracker) (motion-tracker) (motion-tracker) (motion-tracker) tracking) tracking) Remocão de artefactos de SIM SIM SIM SIM SIM SIM projeção OCTA do nervo SIM SIM SIM SIM SIM SIM óptico OCTA de segmento Protótipo SIM SIM SIM NÃO Em desenvolvimento anterior Métricas OCTA SIM SIM NO Em desenvolvimento SIM SIM Funções de followup (comparação de SIM SIM SIM SIM SIM SIM

Tabela 1: Comparação entre 6 sistemas de OCTA disponíveis atualmente e as suas especificações (continuação).

visitas)

ANGIOPLEX® OCT ANGIOGRAPHY

O AngioPlex[®] OCT Angiography é um tomógrafo *spectral domain* comercializado pela Carl Zeiss Meditec[®] que usa a diferença entre os B-scans para gerar contraste associado com a motilidade dos eritrócitos ao logo da vasculatura.⁴

Especificações técnicas:

A sua fonte ótica é um díodo superluminescente com comprimento de onda central de 840 μ m. O AngioPlex® OCT Angiography usa um algoritmo denominado microangiografia ótica (*optical microangiography*, OMAG). Para gerar o sinal, este algoritmo incorpora quer as variações de intensidade quer as variações de fase entre os vários B-scans adquiridos no mesmo local.

Protocolos de aquisição:

O software do AngioPlex® OCT Angiography providencia os seguintes tipos de aquisição: Angiography Scan (3x3mm, 6x6mm ou 8x8mm), Optic Nerve Head (ONH) Angiography Scan (4.5x4.5mm) e Montage Angio Scan. Neste último modo são adquiridos múltiplos scans que se combinam automaticamente para gerar uma imagem maior. Existem dois tipos de montagem: 10x14mm e 14x14mm.

Vantagens:

- Disponibilização de um software de análise quantitativo integrado para monitorização de plexos maculares e peripapilares.
- Tecnologia FastTrac que permite a compensação para artefactos de movimento em tempo real.
- O software integrado permite ainda a reconstrução de várias aquisições numa montagem única, o que permite visualizar uma maior área vascular que com outros dispositivos.
- Segmentação automática adaptada à deteção de membranas neovasculares maculares (ORCC e RPE-RPE fit).

Desvantagens:

- O software de análise quantitativa não é aplicável ao modo de montagem.

PLEX® ELITE 9000 (ZEISS)

O PLEX® Elite 9000 é um dispositivo comercializado pela Carl Zeiss Meditec® que usa a diferença entre os B-scans para gerar contraste associado com a motilidade dos eritrócitos ao logo da vasculatura.⁵

Especificações técnicas:

O PLEX[®] Elite 9000 é um tomógrafo de coerência ótica swept source. A sua fonte ótica é um laser ajustável com comprimento de onda central entre 1040 e 1060μm. O PLEX[®] Elite 9000 usa um algoritmo denominado microangiografia ótica (*optical microangiography, OMAG*). Para transformar o sinal complexo na imagem de contraste representativa da vasculatura, este algoritmo incorpora quer as variações de intensidade quer as variações de fase entre os vários B-scans adquiridos no mesmo local.

Protocolos de aquisição:

O software do PLEX ® Elite 9000 providencia os seguintes tipos de aquisição: 3x3mm; 6x6mm; 12x12mm; 15x9mm. O software permite ainda a aquisição em modo *Montage Angio*: são adquiridos múltiplos scans que se combinam automaticamente para gerar uma imagem maior. Neste modo, existem dois tipos de aquisição: 12mmx12mm (compósito de 5 aquisições pela seguinte ordem: centro, superior nasal, superior temporal, inferior temporal, inferior nasal) e 15x9mm (compósito de 2 aquisições pela seguinte ordem: superior, inferior).



Fig. 2: Diferentes tipos de aquisições do PLEX ® Elite 9000. Da esquerda para a direita, no sentido horário: 3mm x 3mm; 6mm x 6mm; Montage angio; 12mm x 12mm.

Vantagens:

- A tecnologia swept source, deste dispositivo permite uma melhor deteção das estruturas que se localizam abaixo do epitélio pigmentado da retina, como membranas neovasculares tipo 1.^{6,7}
- O software integrado permite ainda a reconstrução de várias aquisições numa montagem única, o que permite visualizar uma maior área vascular que com outros dispositivos.
- Tecnologia FastTrac que permite a compensação para artefactos de movimento em tempo real.
- Tecnologia Ultra-high definition, que permite aquisição de cubos com imagem de alta resolução da esclera ao vítreo.
- On-the-fly B-scan, tecnologia que permite definir uma linha de aquisição personalizada em qualquer ângulo.
- HD spotlight que permite aquisição de B-scans de elevada qualidade até 16mm.
- Permite aquisição de imagem de fundo (line-scannig ophthalmoscope, fonte ótica: díodo superluminescente de 750nm, field of view 36°x30°) durante o alinhamento e durante a aquisição.
- Adesão à Advanced Retina Imaging Network (ARI Network)8, uma rede que permite a colaboração em investigação na área da retina.

Desvantagens:

- Apenas está aprovado pela Food and Drug Administration (FDA) para uso comercial como parte integrante de uma equipa de investigação.
- Software de análise quantitativa: não disponível.

OCT-A SPECTRALIS OCT2®

O Spectralis OCT2 (Spectralis, Heidelberg Engineeiring, Heidelberg, Germany) utiliza um algoritmo de deteção das células sanguíneas chamado FSADA. Este algoritmo garante uma diferenciação entre o fluxo sanguíneo e o tecido retiniano estático sem comprometer a resolução axial do OCT.⁹

Protocolos de aquisição

O OCT2 Spectralis permite um varrimento de 85 000 A-scans por segundo e possui uma versatilidade de protocolos de aquisição de OCT-A com um número de A-scans e B-scans variáveis, abrangendo áreas que podem ir dos 10 x 10 ° (3mm x 3 mm) aos 30 x 15° (9mm x 5 mm). Este OCT-A permite repetir cada B-scan entre 4 a 7 vezes na mesma localização aumentando a sua capacidade na deteção de fluxos sanguíneos mais lentos.

A aquisição do OCT-A é simultânea com imagem infravermelha do fundo do olho e a utilização de um sistema real de *Eye-tracking* permite uma comparação exacta entre o fundo ocular e a morfologia das camadas e vasculatura retiniana e coroideia. Para além desta modalidade, este equipamento permite a imagiologia do fundo ocular com vários outros filtros permitindo uma análise multimodal com Autofluorescência, Fotografia Aneritra, Multicolor e Angiografias Fluoresceínica e de Indocianina Verde, dependendo das plataformas.

A



B



Fig. 3: Output do Spectralis OCTA. (A) Menu de navegação pelos vários plexos vasculares e imagem en-face complementar. (B) Overview dos 3 principais plexos vasculares -superficial, profundo e avascular.

Vantagens:

- Versatilidade de escolha na área de aquisição e número

de B-scans, permitindo melhorar a resolução transversal (aproximadamente 5.7 μm) da área de interesse.

- Número de repetições de B-scans editável, podendo ser adaptado consoante colaboração do doente sem impedir realização do exame.
- Eye-tracking em tempo real que utiliza vários pontos de referência na imagem de fundo capazes de compensar movimentos fortes, sacádicos ou da cabeça do doente, assim como pestanejos e mudanças estruturais do fundo ocular.
- Deteção de fluxos sanguíneos mais lentos por maior número de repetições de B-scans.
- Resolução axial de aproximadamente 3.9 μm, sendo possível detetar 2 plexos vasculares intermédios no plexo vascular superficial e no plexo vascular profundo.10

Desvantagens:

- Tempo de aquisição consideravelmente superior aos outros equipamentos devido ao sistema de Eye-tracking e ao número elevado de repetições de B-scans.
- Não possui análise quantitativa do OCT-A, não sendo possível extrair métricas de densidade vascular, fluxo sanguíneo ou áreas de não perfusão.

ANGIOSCAN®

O AngioScan[®] OCT Angiography é um dispositivo comercializado pela Nidek[®] e utiliza um algoritmo OMAG modificado, em que é analisada diferença entre os B-scans para gerar contraste associado com a motilidade dos eritrócitos ao longo da vasculatura.

Especificações técnicas:

O AngioScan [®] OCT Angiography é um tomógrafo de coerência ótica spectral domain. A sua fonte ótica é uma luz do especto do infravermelho com um comprimento de onda central de 880 µm. O AngioScan[®] OCT Angiography utiliza um algoritmo denominado CODAA (*Complex OCT signal Difference Analysis Angiography*). O CODDA deteta o fluxo sanguíneo calculando a fase e a amplitude de variação do sinal do OCT ao longo do tempo. Permite a geração de imagens com alto detalhe, incluindo da microcirculação.¹¹

Protocolos de aquisição:

O software do AngioScan[®] OCT Angiography providencia os seguintes tipos de aquisição: *Macular Map* (3x3, 4.5x4.5, 6x6 e 9x9 mm.), *Disc map* e *Panoramic image*. Este último modo permite a reconstrução de uma imagem ampla ("*panoramic image*") com 12x9 mm a partir de várias aquisições.³

Vantagens:

- Este dispositivo tem como vantagem a disponibilização de um software de análise quantitativo integrado.
- Tem ainda um "modo coroide" que permite uma melhor visualização das camadas externas da retina, incluído a coroide. Este software ao nível do disco óptico possibilita a visualização da lamina crivosa.

- O software "long axial length normative database" é opcional e constitui uma base de dados normativa de olhos saudáveis com comprimento axial longo. Esta base pode ser importante no estudo de algumas patologias, nomeadamente glaucoma e doenças maculares.
- Através do software Navis-EX é possível uma avaliação multimodal, nomeadamente a sobreposição de imagens com microperimetria, permitindo assim a correlação estrutura – função.
- A função Rastreamento HD Plus (Tracing HD Plus) rastreia os movimentos oculares em tempo real e mantém as aquisições de imagem SLO numa determinada posição, permitindo uma captura de imagem precisa.
- Para uma maior adaptação às necessidades clínicas, o Tracing HD pode ser definido para alto contraste e alta definição ou para aquisição rápida de imagens (Tracing OFF).
- Permite selecionar a definição, podendo-se escolher entre a soma de 2,4 ou 8 digitalizações (HD2, HD4 ou HD8). A soma no HD8 combinada com a função Tracing HD permite obter imagens de elevada qualidade.
- Este Angio-OCT permite a combinação OCT-En Face e OCT-Angiografia numa única janela, acompanhado de B-Scans 2D nos quais o sinal de angiografia OCT é sobreposto. Uma correspondência direta pode ser estabelecida entre a estrutura da retina e a sua vascularização.

SS OCT ANGIOTM

O SS OCT AngioTM é um dispositivo comercializado pela TOPCON[®] que usa a diferença de sinal derivado da motilidade dos eritrócitos ao longo da vasculatura adquirindo múltiplos scans B na mesma posição.¹²

Especificações técnicas:

O SS OCT AngioTM é um tomógrafo de coerência ótica swept source. O SS OCT AngioTM utiliza o algoritmo OCTARATM (*OCT Angiography Ratio Analysis*) que permite a identificação de vasos sanguíneos, baseandose no contraste do movimento de fluxo sanguíneo. O seu princípio baseia-se na repetição de scans B no mesmo ponto, examinando as diferenças nas imagens obtidas, ou seja, mede a diferença relativa da amplitude de sinal. Este algoritmo permite uma maior sensibilidade na deteção de fluxo sanguíneo baixo ou lento e diminuição dos artefactos de movimento, sem compromisso da resolução axial.¹³

Tipos de aquisição:

O software do SS OCT AngioTM providencia os seguintes tipos de aquisição: 3x3mm; 4.5x4.5mm e 6x6mm.³

Vantagens:

- A varredura é rápida e invisível, proporcionando maior conforto ao doente e minimizando o impacto dos movimentos oculares, especialmente nos que têm dificuldade em fixar.
- A aquisição de imagens é realizada com luz com comprimento de onda de 1.050 nm o que permite uma

maior penetração nos tecidos e imagens de melhor qualidade da circulação coroideia.

- Permite uma avaliação multimodal, utilizando o IMAGEnet 6, com avaliação simultânea de retinografias, imagens red-free, autofluorescência, OCT e angiografia fluoresceínica.
- Eficiência de tempo Um scan de 12 mm cobre a área macular e do disco óptico, permitindo o seu estudo através da aquisição de uma só imagem.
- Utiliza o sistema SMARTTrack, uma ferramenta que permite compensar movimentos oculares involuntários (micro sacadas). Este sistema garante que os scans de follow-up passem exatamente no mesmo local.

Desvantagens:

- Não permite quantificar a densidade vascular e a densidade de perfusão capilar.

BIBLIOGRAFIA

- 1. Drexler W, Fujimoto JG. State-of-the-art retinal optical coherence tomography. Prog Retin Eye Res. 2008;27(1):45–88.
- 2. Jia Y, Tan O, Tokayer J, Potsaid B, Wang Y, Liu JJ, et al. Splitspectrum amplitude-decorrelation angiography with optical coherence tomography. Opt Express. 2012;20(4):4710–25.
- Turgut B. Optical Coherence Tomography Angiography A General View. Eur Ophthalmic Rev. 2016;10(01):39.
- Carl Zeiss Meditec. CIRRUS HD-OCT User Manual Models 500, 5000 [Internet]. 2017. Available from: https://www.zeiss. com/meditec
- Carl Zeiss Meditec. PLEX[®] Elite 9000 Version 1.7 Instructions for use. 2018 [Internet]. Available from: https://www.zeiss.com/ meditec/
- Miller AR, Roisman L, Zhang Q, Zheng F, Rafael de Oliveira Dias J, Yehoshua Z, et al. Comparison between spectral-domain and swept-source optical coherence tomography angiographic imaging of choroidal neovascularization. Investig Ophthalmol Vis Sci. 2017;58(3):1499–505.
- Novais EA, Mehreen Adhi, Moult EM, Louzada RN, Cole ED, Husvogt L, et al. Choroidal neovascularization analyzed on ultra-high speed swept source optical coherence tomography angiography compared to spectral domain optical coherence tomography angiography. Am J Ophthalmol. 2016;164:80–8.
- Carl Zeiss Meditec. ARI Network Brochure [Internet]. 2018. Available from: https://www.zeiss.com/meditec/
- Querques G, Sacconi R, Carnevali A, Querques L, Zucchiatti I, Bandello F. Optical coherence tomography angiography. In: Cunha-Vaz J, Koh A, editors. Imaging Techniques - ESASO Course Series. Basel: Karger; 2018. p. 52–64.
- Hirano T, Chanwimol K, Weichsel J, Tepelus T, Sadda S. Distinct retinal capillary plexuses in normal eyes as observed in optical coherence tomography angiography axial profile analysis. Sci Rep. 2018;8(1):1–7.
- 11. Rizzo S, Bacherini D, Sodi A. OCT-Angiography Clinical Cases. AngioScan. Nidek CO, LTD.
- Stanga PE, Tsamis E, Papayannis A, Stringa F, Cole T, Jalil A. Swept-Source Optical Coherence Tomography Angio[™] (Topcon Corp, Japan): Technology Review. In: F B, EH S, G Q, editors.

OCT Angiography in Retinal and Macular Diseases. Developmen. Karger; 2016. p. 13–7.

 Li XX, Wu W, Zhou H, Deng JJ, Zhao MY, Qian TW, et al. A quantitative comparison of five optical coherence tomography angiography systems in clinical performance. Int J Ophthalmol. 2018;11(11):1784–95.

OFTALMOSCOPIA DE VARRIMENTO A LASER — IMAGEM MULTIESPECTRAL

Maria João Furtado, Ana Luísa Marta Centro Hospitalar Universitário do Porto

INTRODUÇÃO

No século XIX, foram dados os primeiros passos para a visualização da retina *in vivo*. Em 1850, *Helmholtz* introduziu, na prática clínica, o primeiro equipamento para observação direta da retina. Sucederam-se novos avanços, com a introdução do primeiro sistema de oftalmoscopia indireta, seguida da criação e comercialização da primeira câmara de fundo, entre 1925 e 1932, por *Carl Zeiss*¹. As câmaras de fundo utilizam um flash único de luz branca, de intensidade elevada, que permite a captação da fotografia do fundo ocular (*Color Fundus Photography* – CFP). A qualidade da imagem é condicionada pelo grau de dispersão do feixe de luz, função do estado de dilatação pupilar e da transparência dos meios^{2,3}.

Até aos anos 80, as CFP eram visualizadas após um processo de revelação do filme fotográfico e só em 1987, a *Topcon*[®] introduziu um sistema digital que permitia a visualização imediata da imagem em monitores. Nos últimos 50 anos, assistiu-se, portanto, a enormes progressos nos métodos de imagem não invasivos do fundo ocular, com melhoria da resolução, dos sistemas de processamento e alargamento dos campos captados.

A oftalmoscopia de varrimento a laser (*Scanning Laser Ophthalmoscope* – SLO) é uma técnica de imagem não invasiva da retina, em tempo real, descrita pela primeira vez em 1980 por *Webb, Hughes e Pomerantzeff*⁴. Ao contrário das retinografias convencionais, que usam uma matriz de pixéis para criar uma imagem do fundo ocular, nos sistemas SLO, a retina é iluminada por um feixe de laser num padrão de varrimento, a luz refletida é capturada, ponto a ponto, por um detetor e a imagem de refletância é reproduzida num monitor digital⁵. O princípio da confocalidade é frequentemente aplicado nos SLO, de forma a que a luz refletida por estruturas a diferente profundidade ou localização lateral, seja bloqueada por uma abertura diafragmática, garantindo assim maior resolução e contraste^{3,6}.

MECANISMOS/PRINCÍPIOS DO SLO

As imagens do SLO apresentam alta resolução e contraste comparativamente à CFP ou retinografia convencional, mas, dada a utilização de luz monocromática, não são imagens a cores^{3,7}. Desde o primeiro protótipo, denominado "Flying Spot TV Ophthalmoscope", vários aperfeiçoamentos foram realizados. Os primeiros aparelhos SLO utilizaram luz laser monocromática de comprimentos de onda distintos, frequentemente no espectro azul (488 nm), verde (514 nm), vermelho (630-670 nm) ou quase infravermelho (780-830 nm). Em 1992, Manivannan A. et al construíram um protótipo de SLO que combinava 3 feixes distintos de luz monocromática, azul, verde e vermelha, no sentido tornar a imagem multiespectral obtida, designada true color, mais próxima da representação real da retina e da CFP8. Já nesta altura foram descritas algumas diferenças entre a imagem SLO a cores e a retinografia convencional, em particular no que se refere ao aspeto do nervo ótico. A combinação de comprimentos de onda de laser distintos, capazes de penetrar a diferente profundidade na estrutura retiniana, gera um efeito de "pseudo-segmentação". A análise de cada uma das imagens de refletância em separado facilita a interpretação global da composição multiespectral³ (figura 1).

A imagem de refletância no espectro do azul é mais dirigida à superfície retiniana e retina interna e pode ser útil na avaliação da patologia da interface vitreorretiniana, em particular das membranas epirretinianas (figura 2), dos defeitos da camada de fibras nervosas e nas alterações do pigmento macular. A imagem de refletância verde realça a exsudação lipídica e proporciona um maior detalhe dos vasos retinianos, aspetos relevantes na abordagem da patologia vascular retiniana como a retinopatia diabética e as oclusões vasculares. Por fim, o laser no espetro vermelho ou infravermelho, o melhor tolerado pelo olho humano, apresenta uma seletividade para as estruturas mais profundas, em particular para a retina externa, epitélio pigmentado da retina (EPR) e coróide,



Fig. 1 A, B, C e D – Spectralis HRA-2 – Exsudado algodonoso em localização infrapapilar no olho direito (OD) de doente com coriorretinopatia serosa central, transplantado hepático e múltiplas comorbilidades sistémicas. A – imagem multicolor; B – refletância infravermelho; C - refletância verde; D - refletância azul. A análise das imagens monocromáticas de refletância ajuda a localizar a lesão. Dada a melhor visualização na refletância azul e, em particular na verde, a lesão encontra-se na retina interna, o que veio a ser confirmado por OCT.

evidenciando lesões como os depósitos drusenóides subretinianos (DDS) (figura 2), as drusas, os limites das áreas de atrofia geográfica (figura 2), as estrias angióides, entre outras. Nos últimos anos, surgiram alguns trabalhos que destacam a elevada sensibilidade e valor preditivo positivo da refletância infravermelho na deteção dos nódulos coroideus, característicos da neurofibromatose tipo 1 e frequentemente não observados na retinografia nem na autofluorescência^{9,10}.

No início do século XXI, foram criadas plataformas multimodais, com sistemas SLO integrados, que tornaram possível a aquisição rápida e sequencial de diferentes modalidades diagnósticas, com um único aparelho. Este conceito de avaliação multimodal é atualmente essencial na abordagem da patologia coriorretiniana.

DESCRIÇÃO DOS APARELHOS

Os 2 aparelhos SLO mais utilizados na prática clínica, que permitem adquirir imagens compostas multiespectrais do fundo ocular, são o *Spectralis HRA-2*[®] (*Heidelberg Engineering, Germany*) e o *Optos*[®] *P200* (*Optos, Dunfermline, Scotland*). O equipamento *Spectralis HRA-2*[®] dispõe, ao contrário do *Optos*[®], de uma abertura confocal, que limita a profundidade de foco e exige ajuste da focagem, mas otimiza a resolução axial e lateral. O número e comprimento de onda dos feixes de laser para obtenção da imagem são



Fig. 2 – Spectralis HRA-2 – A - multicolor, B - refletância infravermelho, C-refletância azul. DMI avançada com placa de atrofia e depósitos drusenóides subretinianos, melhor visualizados na multicolor e refletância infravermelho (A, B). De notar a presença de membrana epirretiniana na mácula temporal inferior, mais evidente em A e C – seta.

distintos entre os 2 equipamentos: o Spectralis HRA-2® utiliza 3 feixes de laser monocromáticos no espectro do azul (488 nm), verde (515 nm) e infravermelho (820 nm) para obtenção da chamada imagem multicolor; no Optos®, a imagem, designada pseudocolor, é gerada pela combinação de duas fontes de laser monocromático, verde (532nm) e vermelho (635 nm). A amplitude do fundo visualizado pelos 2 aparelhos é também diferente, sendo possível a aquisição de imagens multiespectrais com lente de 30° e 55° no sistema Heidelberg e com uma lente de campo ultralargo, no caso do Optos, que permite uma visualização do fundo até 200°. Ambos os aparelhos, nas suas mais recentes versões, permitem a realização de angiografia fluoresceína e verde de indocianina, autofluorescência e OCT (SD-OCT no Spectralis HRA-2[®] e SS-OCT no Optos[®]), além das imagens multiespectrais e de refletância monocromáticas já referidas. No sistema Heidelberg, acresce a possibilidade de realização de angio-OCT¹¹.

Os sistemas SLO dispõem de mecanismos para otimização da qualidade da imagem; na plataforma multimodal da *Heidelberg Engeneering*, o *software* de *eyetracking* e a tecnologia *ART* (*Automated Real Time function*) contribuem para uma melhoria significativa da qualidade das imagens e redução de artefactos.

Para a prática clínica, convém reter que, apesar de se tratarem de representações do fundo ocular, as imagens multiespectrais apresentam diferenças da retinografia convencional que devem ser conhecidas e bem interpretadas. A imagem multicolor do *Spectralis HRA-2*[®]

tem uma coloração difusamente mais alaranjada, os vasos, sangue e disco ótico aparecem significativamente mais escuros (figura 3) e as lesões pigmentadas mais alaranjadas. No *Optos*, a imagem é mais esverdeada e as áreas de atrofia do EPR aparecem bem demarcadas e de cor cinzentoesverdeada (figura 4). Em regra, a cor da *pseudocolor* do *Optos* aproxima-se mais da real e, por isso, da CFP.



Fig. 3 – Spectralis HRA-2 – DMI exsudativa com hemorragia retiniana. De notar a tonalidade mais escura do sangue e do disco ótico.



Fig. 4 – Optos[®] P200 – Alterações do EPR ao nível da periferia retiniana. De notar os álios na periferia da imagem.

Dada a facilidade de utilização e integração em plataformas multimodais, as imagens multiespectrais têm tido uma utilização crescente, frequentemente em alternativa à retinografia convencional. Um estudo recente, de *Meshi et al*¹¹, mostrou que comparando as 3 modalidades (CFP, *multicolor* e *pseudocolor*), não há uma diferença significativa no diagnóstico e seguimento da patologia comum do segmento posterior entre elas, ressalvando apenas uma melhor deteção e visualização das membranas epirretinianas na imagem *multicolor* do *Spectralis*. A maior sensibilidade do *Spectralis* nestes casos deve-se não apenas à confocalidade do sistema, mas também à utilização de comprimentos de onda menores, no espectro azul e verde, mais dirigidos à superfície da retina.

APLICAÇÃO NA PRÁTICA CLÍNICA

Na DMI, um trabalho, recentemente publicado, comparou a imagem *multicolor* com a retinografia convencional na deteção das características da DMI precoce e tardia e revelou que todos os tipos de drusas e em particular os DDS são mais frequentemente detetados na *multicolor*. Na imagem *multicolor* e respetiva refletância infravermelho, os DDS, lesões com elevado risco de progressão para as formas avançadas da doença, distinguem-se bem e apresentam um centro hiperrefletivo e halo hiporrefletivo^{3,12} (figura 2).

Da mesma forma, as áreas de atrofia geográfica aparecem também muito bem delimitadas na multicolor, parecendo existir uma correlação positiva com as imagens de autofluorescência correspondentes, assim como as áreas de fibrose que apresentam uma tonalidade amarelada ou esverdeada. Pelo contrário, as hemorragias retinianas e áreas de hipopigmentação, correspondentes a focos de atrofia não geográfica, são menos evidentes na multicolor¹³. Também na Retinopatia Diabética têm surgido estudos que mostram a utilidade das imagens multiespectrais do fundo ocular na identificação das lesões de Retinopatia Diabética. Esta técnica pode ser particularmente útil se aplicada em programas de rastreio e complementada com software de deteção e contagem automática das lesões. Num estudo piloto de Roy R. et al14, publicado em 2019, que incluiu 130 olhos, os autores constataram que exsudados duros e algodonosos e hemorragias retinianas eram melhor identificados na imagem de refletância verde, comparativamente à retinografia convencional e às outras imagens de refletância, azul e infravermelho, e concluíram que a técnica multicolor revelou não inferioridade comparativamente à CFP na deteção das lesões de RD. Outros estudos mostraram que lesões como os microaneurismas, neovasos retinianos, vasos hialinizados e alterações da interface vitreorretiniana também são facilmente visualizadas¹⁵ (figura 5).

As estrias angióides são lesões frequentemente encontradas no Pseudoxanthoma Elasticum e correspondem a roturas da membrana de Bruch que aumentam de forma significativa o risco de neovascularização coroideia secundária e perda de visão. As estrias angióides são por vezes difíceis de observar na fundoscopia e podem confundir-se com trajetos vasculares. Na imagem multispectral do SLO, e em particular na refletância infravermelho, estas lesões e o padrão característico da retina em "*peau d'orange*" são mais evidentes^{3,16} (figura 6).

As imagens multiespectrais podem também ser úteis para documentar alterações do EPR nas doenças da Paquicoróide e áreas de descolamento neurossensorial



Fig. 5 – Spectralis HRA-2 – Retinopatia Diabética Não Proliferativa moderada. Destacam-se hemorragias retinianas e áreas de isquemia na retina superior. De notar artefacto na área foveal (Maculopatia Fantasma – seta).



Fig. 6 – Spectralis HRA-2 – A multicolor, B refletância infravermelho. Pseudoxanthoma Elasticum com estrias angióides (seta preta) e padrão "peau d'orange" (seta amarela).

na coriorretinopatia serosa central, assim como para monitorizar a evolução das Uveítes com envolvimento posterior. O seguimento de lesões da periferia retiniana com o *pseudocolor* do sistema *Optos* revela-se também de grande interesse na prática clínica.

ARTEFACTOS

De acordo com alguns trabalhos, a presença de artefactos nas imagens multiespectrais do SLO é muito frequente e ocorre em cerca de um terço das imagens obtidas com o *Spectralis HRA-2*[®] e em metade das imagens obtidas com o *Optos*¹¹. O artefacto mais frequente no *Spectralis* surge como uma imagem hiperrefletiva, arredondada ou em crescente, de limites pouco definidos e geralmente de localização nasal ou superonasal à fóvea. Este artefacto, designado por *Pang* e *Freund*, em 2014, como maculopatia fantasma (figura 5), é mais comum em pseudofáquicos e visualiza-se de forma consistente na multicolor e refletância infravermelho correspondente¹⁷. Mais recentemente, em 2017, *Feng et al* descreveram outros 3 tipos de artefactos designados por *spot, wisp e net* (figura 7), também mais frequentes em pseudofáquicos e em doentes com catarata [18]. No sistema *Optos*, além do efeito de sombra dos cílios, aparece frequentemente uma imagem esbranquiçada, semelhante a um "sinal de igual"¹⁸.

É essencial reconhecer os artefactos e diferenciá-los de alterações patológicas, sendo muitas vezes determinante a confrontação com outras modalidades de diagnóstico como o OCT.



Fig. 7 – Spectralis HRA-2 – Retinopatia Diabética panfotocoagulada. Destacase artefacto central "em rede" ("net").



Fig. 8 – Optos® P200 – Hemorragia subretiniana maciça com artefacto acima da arcada temporal superior.

Em conclusão, as imagens multiespectrais obtidas com os sistemas SLO são imagens compostas, de fácil aquisição e rápida confrontação com outras técnicas de diagnóstico, dada a integração em plataformas multimodais. A utilização de 2 ou mais feixes de laser monocromático permite a penetração a diferentes profundidades e, assim, um efeito de pseudo-segmentação. As diferenças entre as imagens multiespectrais do fundo ocular e as retinografias convencionais devem ser conhecidas, de forma que a sua interpretação contribua para a melhor abordagem da patologia coriorretiniana.

BIBLIOGRAFIA

- 1. Master BR. The scanning laser ophthalmoscope: a new view on the retina. British Journal Ophthalmology 1994; 78: 81
- Moussa NB, Georges A, Capuano V, Merle B, Souied EH, Querques G. MultiColor imaging in the evaluation of geographic atrophy due to age-related macular degeneration. Br J Ophthalmol 2015; 99: 842-847
- 3. Tan CSA et al. Clinical application of multicolor imaging technology. Ophthalmologica 2016; 236: 8-18
- 4. Webb RH, Hughes GW. Scanning laser ophthalmoscope. IEEE Trans Biomed Eng. 1981; 28(7): 488-492
- 5. Kotecha A, Roberti G, Fitzke F. Ultrastructural Imaging. In *Medical Diagnosis and Therapy*. Elsevier Inc. 2014; 1: 666-673
- 6. Webb R, Hughes G, Delori F. "Confocal scanning laser ophthalmoscope". *Applied Optics*. 1987;26(8): 1492-9
- Freeman WR, Bartsch DU, Mueller AJ, Banker AS, Weinreb RN. Simultaneous indocyanine green and fluorescein angiography using a confocal scanning laser ophthalmoscope. Arch Ophthalmol. 1998 Apr; 116(4): 455-63
- Manivannan A, Kirkpatrick J, Sharp P, Forrester J. Br J Ophthalmol 1998; 82: 342-345
- Moramarco A, Giustini S, Nofroni I et al. Near-infrared imaging: an in vivo, non-invasive diagnostic tool in Neurofibromatosis type 1. Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology; https://doi.org/10.1007/s00417-017-3870-z
- Viola F, Villani E, Natacci F et al. Choroidal abnormalities detected by near-infrared reflectance imaging as a new diagnostic criterion for neurofibromatosis 1. Ophthalmology 2012; 119: 369-375
- Meshi A, Lin T, Dans K et al. Comparison of retinal pathology visualization in multispectral scanning laser imaging. Retina 2019; 39: 1333-1342
- 12. Alten F, Clemens CR, Heiduschka P, Eter N. Characterisation of reticular pseudodrusen and their central target aspect in multispectral, confocal scanning laser ophthalmoscopy. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. 2014; 252: 715-721
- Graham KW, Chakravarthy U, Hogg RE et al. Identifying features of Early and Late Age-related Macular Degeneration: a Comparison of Multicolor Versus Traditional Color Fundus Photography. Retina 2018; 38(9): 1751-1758
- Roy R, Saurabh K, Thomas NR et al. Validation of multicolor imaging of Diabetic Retinopathy lesions Vis a Vis Conventional Color Fundus Photographs. Ophthalmic Surgery, Lasers and Imaging Retina 2019; 50(1): 8-15
- Li S, Wang X, Du X, Wu Q. Clinical application of multicolour scanning laser imaging in diabetic retinopathy. Ophthalmic Surgery, Lasers and Imaging Retina 2018; 33: 1371-1379
- 16. De Zaeytijd J, Vanakker OM, Coucke PJ et al. Added value of infrared, red-free and autofluorescence fundus imaging in pseudoxanthoma elasticum. Br J Ophthalmol 2010; 94: 479-486
- 17. Pang CE, Freund KB. Ghost maculopathy: an artifact on nearinfrared reflectance and multicolor imaging masquerading as chorioretinal pathology. Am J Ophthalmol. 2014; 158(1): 171-178
- Feng H, Sharma S, Stinnett S et al. Characterization of Artifacts Associated With Multicolor Confocal Scanning Laser Ophthalmoscopy. Ophthalmic Surgery, Lasers and Imaging Retina 2017; 48(10): 810-815

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

CONFOCAL SLO - AUTOFLUORESCÊNCIA Do fundo ocular

Joana Providência¹, João Pedro Marques^{1,2}

¹ Centro de Responsabilidade Integrado de Oftalmologia do Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra

² Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

CONSIDERAÇÕES BÁSICAS

A autofluorescência é um fenómeno baseado na capacidade de determinadas moléculas (fluoróforos) emitirem luz quando excitadas por comprimentos de onde adequados. No olho existem fluoróforos endógenos ao nível da córnea, cristalino, epitélio pigmentado da retina (EPR), melanócitos da úvea e colagénio escleral¹.

Por intermédio de *Confocal Scanning Laser Ophthalmoscopy* (*SLO*), um feixe de laser de baixa energia é dirigido ao fundo ocular e a sua natureza confocal permite que a fluorescência e refletância sejam obtidas no mesmo plano ótico, reduzindo a autofluorescência proveniente de fontes anteriores à retina, como o cristalino e a córnea. Graças a estas características, o Confocal SLO tornou-se o método de imagem de escolha para a autofluorescência do fundo ocular (FAF – *fundus autofluorescence*). De forma a reduzir o ruído e aumentar o contraste da imagem, são captadas diversas imagens (4 a 16 *frames*) que são utilizadas para corrigir os movimentos oculares durante a aquisição, permitindo calcular a imagem média e proceder à normalização dos pixéis².

A fluorescência retiniana atribui-se principalmente à lipofuscina, uma coleção de fluoróforos dos quais o A2E (*N*-retinil-*N*-retinilideno etanolamina) é dominante³. A lipofuscina encontra-se acumulada em lisossomas do EPR, constituindo o produto final da degradação dos segmentos externos dos fotorreceptores. Como tal, a sua acumulação reflete a atividade metabólica da retina ao longo da vida, estando também relacionada com a integridade do EPR. A acumulação de lipofuscina além do processo de envelhecimento normal representa um mecanismo patogénico comum a diversas patologias retinianas, incluindo a degenerescência macular relacionada com a idade (DMI) e distrofias hereditárias da retina tais como a doença de Best, distrofias padronizadas do EPR e a doença de Stargardt².

ORIGEM

Os primeiros sistemas de FAF com Confocal SLO foram

introduzidos nos anos 90, utilizando comprimentos de onde de excitação de 488 nm (o protótipo SM 30-4024 da Zeiss, Oberkochen, Germany e o SLO 101 da Rodenstock Intruments, Munich)^{4,5}. Estes estudos reportaram a autofluorescência difusa do fundo ocular normal, com os vasos retinianos e o disco ótico representados como sombras negativas e a fóvea apresentando uma diminuição local da hiperautofluorescência central (Fig. 1). Foram também descritos a existência de áreas de hipoautofluorescência na presença de atrofia do EPR (ex: atrofia geográfica ou atrofia secundária a doença de Stargardt), e hiperautofluorescência em áreas de hiperpigmentação e drusens.



Fig. 1 Autofluorescência do fundo ocular normal: vasos retinianos e disco ótico representados como sombras negativas e a fóvea apresentando uma diminuição da hiperautofluorescência central.

PRINCÍPIOS

Estudos *in-vivo* demonstraram o espectro dos comprimentos de onda excitatórios e de emissão da fluorescência intrínseca do fundo ocular humano. Verificou-se que os comprimentos de onda excitatórios variam entre os 430 nm e os 600 nm, com um valor máximo excitatório por volta dos 500 nm em indivíduos saudáveis, apresentando este valor um desvio para comprimentos de onda mais longos com a idade³. A fluorescência é emitida num espectro entre o comprimento de onde excitatório e os 800 nm, com um máximo entre os 600 nm e os 660 nm. O espectro de emissão desvia para comprimentos de onda mais curtos com a idade, e esta tendência é acentuada pela degenerescência macular relacionada com a idade⁶.

DESCRIÇÃO DE APARELHOS

Atualmente os aparelhos disponíveis comercialmente para FAF com *Confocal SLO* incluem os sistemas Heidelberg Retina Angiograph [(HRA), Heidelberg Engineering, Heidelberg, Germany]: HRA Classic, HRA 2 e Spectralis HRA; e o Nidek F-10. Os sistemas HRA utilizam um comprimento de onda excitatório de 488 nm que é gerado por um *laser* árgon ou um *laser* sólido. A luz refletida é bloqueada com um filtro de 500 nm que é introduzido à frente do detetor de imagem. Estes sistemas permitem obter entre 20° a 55° de campo². O Nidek F-10 (Nidek, USA) utiliza um comprimento de onda excitatório de 490 nm e um filtro a 510 nm, permitindo obter um campo de 40 a $60^{\circ7}$.

Mais recentemente foi introduzido o Optos ultra-widefield (Optos plc, United Kingdom) que combina a tecnologia *Confocal SLO* com um espelho elipsoide que permite aumentar o campo de captação do fundo ocular. Este dispositivo apresenta um comprimento de onda excitatório de 532 nm, um filtro de 540 nm e fornece um campo de 200º (82.5% da área de superfície retiniana) (Fig. 2)⁷. Este dispositivo permite a análise de diversas patologias retinianas com alterações periféricas, previamente não alcançáveis com os outros dispositivos disponíveis. Apresenta como limitações a distorção da retina periférica, e a presença de artefactos produzidos pelas pálpebras e cílios, que reduzem o campo superior e inferiormente.

DESCRIÇÃO SUMÁRIA DE INDICAÇÕES E ACHADOS POSSÍVEIS

A imagem de FAF representa a distribuição espacial da intensidade de sinal por cada pixel, numa escala de cinzentos. Os pixéis mais escuros ilustram baixas intensidades e os pixéis mais claros ilustram intensidades mais elevadas.

A distribuição topográfica nos olhos normais demonstra um padrão reprodutível, com o disco ótico a escuro, pela ausência de EPR, e os vasos retinianos com sinal reduzido devido à absorção do sinal pelo sangue. Na área macular existe uma redução do sinal de FAF na fóvea, devido à absorção pelo pigmento lúteo (luteína e zeaxantina na retina neurosensorial)². O padrão de distribuição de autofluorescência reflete também o padrão de distribuição da lipofuscina, que apresenta uma maior concentração no polo posterior, à excepção da fóvea, diminuindo em direção à periferia⁷.

Alterações do sinal de FAF devem-se a alterações na quantidade ou composição dos fluoróforos do EPR ou à presença de material absorvente ou autofluorescente anterior ao EPR. A presença de tecido anómalo com fluoróforos ao nível da coroide pode também dar origem ao aumento do sinal de FAF (Tab. 1). A autofluorescência aumenta na presença de disfunção do EPR e diminui quando há perda de fotorreceptores².

A qualidade da imagem é limitada por qualquer opacidade do vítreo, cristalino ou córnea. Outra limitação da FAF relaciona-se com a dificuldade de avaliar quantitativamente a intensidade absoluta da fluorescência intrínseca da retina e a sua comparação entre indivíduos. A FAF quantitativa pode ser calculada medindo a intensidade da autofluorescência com recurso a um software apropriado, no entanto esta modalidade não está ainda incorporada na prática clínica⁸.



Fig. 2 FAF ultra-widefield adquirida com Optos num caso de distrofia de cones e bastonetes.

APLICAÇÕES CLÍNICAS

A FAF permite complementar o estudo de diversas patologias retinianas, fornecendo informação relativamente à integridade da camada de fotorreceptores e EPR, bem como relativamente à presença de depósitos de lipofuscina e outros fluoróforos ou de elementos que atenuam a autofluorescência, como a melanina e a rodopsina.

Distrofias hereditárias da retina

Distrofias retinianas graves como amaurose congénita de Leber secundária a mutações bialélilas no gene *RPE65*, caracterizam-se por uma diminuição global do sinal de autofluorescência. A doença de Stargardt apresenta uma boa correlação clínica com a FAF. Os estádios iniciais demonstram um aumento do sinal de autofluorescência, relacionado com o aumento da lipofuscina. Com a evolução da doença surge hipoautofluorescência macular, relacionada com a atrofia coriorretiniana central, rodeada por *flecks* hiperautofluorescentes que se distribuem pelo polo posterior, poupando a região peripapilar (Fig. 3)⁷.


Fig. 3 Vários exemplos de FAF na doença de Stargardt. De notar a presença de flecks pisciformes hiperautofluorescentes, atrofia central (hipoautofluorescente) e preservação da região peripapilar

As lesões viteliformes da Doença de Best e Distrofia foveomacular viteliforme do adulto apresentam-se como uma área bem circunscrita de hiperautofluorescência centromacular que evolui para atrofia em estádios mais avançados da doença (Fig. 4). Já na Bestrofinopatia autossómica recessiva, é notória a presença de múltiplos focos hiperautofluorescentes na área macular, poupando a região peripapilar.

Na retinopatia pigmentar, a FAF constitui um suplemento útil à monitorização clínica e correlação genótipo-fenótipo. Apesar da grande variabilidade fenotípica, cerca de 60% dos casos de retinopatia pigmentar apresentam um anel parafoveal de hiperautofluorescência (anel de Robson-Holder), não identificável à fundoscopia, que corresponde ao limite da disrupção dos fotorreceptores. A avaliação seriada de FAF nestes casos permite delinear a taxa de progressão da doença, que se correlaciona com o prognóstico visual (Fig. 5)⁹.



Fig. 4 (A) Doença de Best (estádio 4: vitelliruptive stage), com reabsorção de quase todo o material hiperrefletivo/hiperautofluorescente subretiniano que é típico dos estádios iniciais da doença. (B) Bestrofinopatia autossómica recessiva onde se observam múltiplos depósitos hiperautofluorescentes na área macular com preservação da região peripapilar. (C) Distrofia foveomacular viteliforme do adulto onde se observa acumulação de material hiperautofluorescente central, correspondendo a depósito viteliforme.



Fig. 5 Variabilidade fenotípica observada na FAF em doentes com retinopatia pigmentar associada a diferentes genes.

6.2 Degenerescência Macular Relacionada com a idade



Fig. 6 Os depósitos drusenóides subretinianos ou drusens reticulares apresentam um aspeto característico na FAF: múltiplos pontos arredondados hipoautofluorescentes rodeados por uma rede de fluorescência normal.

Nos estádios iniciais da DMI verifica-se geralmente um aumento da hiperautoflorescência em áreas de *drusens* confluentes e descolamentos drusenoides do EPR, no entanto as alterações mais subtis do fundo ocular nem sempre se correlacionam com os achados da FAF.

Os drusen apresentam um comportamento variável na FAF, dependendo do seu tamanho, composição e do estado do EPR. Os drusen mais pequenos podem ser indetetáveis à autofluorescência. Os drusen intermédios geralmente apresentam um padrão de hipoautflurescencia central com anel de hiperautofluorescencia. Os drusen cuticulares, que na angiografia fluoresceínica se apresentam como nódulos densos hiperfluorescentes, apresentam hipoautofluorescencia na FAF.

Os depósitos drusenoides subretinianos, previamente denominados pseudodrusen, apresentam um aspeto característico responsável pelo nome de *drusens reticulares*, correspondendo a áreas de múltiplos pontos arredondados hipoautofluorescentes rodeados por um *network* de fluorescência normal (Fig. 6)¹⁰. Estas lesões são mais facilmente identificados com recurso a FAF, passando por vezes despercebidas à fundoscopia. A sua deteção é particularmente importante dado que se associam a um risco aumentado de progressão para DMI exsudativa (sobretudo membranas neovasculares do tipo 3) e atrofia geográfica¹¹. Na atrofia geográfia, a FAF adquire especial importância dado que permite monitorizar o crescimento das lesões de

atrofia, tendo-se verificado uma correlação positiva entre as áreas de hiperautofluorescência na margem de placas de atrofia e o aumento do risco de progressão desta².

Corioretinopatia Serosa Central (CSC)

Na fase inicial da CSC, as áreas de descolamento seroso retiniano apresentam-se hipoautofluorescentes, por vezes com áreas de hiperautoflorescência focal relacionadas com descolamento do EPR localizado. Com a progressão da CSC, surge um padrão de hiperautofluorescência granular, relacionada com a acumulação de debris de fotorreceptores e macrófagos no espaço subretiniano. Na CSC crónica, surgem tractos hipoautofluorescentes com um padrão gravitacional, correlacionados com zonas prévias de fluido subretiniano⁷.

Concluindo, a FAF constitui uma ferramenta importante para a avaliação da integridade do EPR em diversas patologias retinianas, como a DMI, distrofias maculares, patologias inflamatórias corio-retinianas e na corioretinopatia serosa central, sobretudo quando utlizada em associação a outros métodos de imagem. As aplicações da FAF estão ainda em estudo, podendo vir a incluir o desenvolvimento de novos marcadores de prognóstico para progressão de diversas patologias retinianas.

Tabela 1: Causas de alteração do sinal de autofluorescência do fundo ocular

Causas de Hipoautofluorescencia	
Diminuição da densidade de lipofuscina no EPR	 Perda de EPR (ex. atrofia geográfica; doença de Stargardt) Distrofias hereditárias da retina (ex: mutações RPE65)
Aumento do conteúdo de melanima no EPR	Hipertrofia do EPR
Absorção por material anterior ao EPR	 Fibrose Sangue Fluido Exsudatos lipídicos
Causas de Hiperautofluorescência	
Aumento de lipofuscina no EPR	 Lipofuscinopatias (Doença de Stargardt, Doença de Best, Bestrofinopatia autossómica-recessiva, Distrofia foveomacular viteliforme do adulto) DMI (área juncional da atrofia geográfica)
Fluoróforos anteriores ou posteriores ao EPR	 Descolamento seroso do EPR Drusen Drusen do nervo óptico
Macrófagos com lipofuscina no espaço subretiniano	NeviMelanomas
Depleção do material absorvente anterior ao EPR	 MacTel tipo 2 (diminuição do pigmento lúteo) Edema macular cistoide

BIBLIOGRAFIA

- 1. Calvo-Maroto AM, Cerviño A. Spotlight on fundus autofluorescence. Clin Optom. 2018;10:25–32.
- 2. Schmitz-Valckenberg S, Holtz FG, Bird AC, Spaide RF. Autofluorescence Imaging. Retina. 2008;28:385–409.
- Delori FC, Dorey CK, Staurenghi G, Arend O, Goger DG, Weiter JJ. In vivo fluorescence of the ocular fundus exhibits retinal pigment epithelium lipofuscin characteristics. Investig Ophthalmol Vis Sci. 1995;36(3):718–29.
- Von Ruickmann A, Fitzke FW, Bird AC. Distribution of fundus autofluorescence with a scanning laser ophthalmoscope. Br J Ophthalmol. 1995;79(5):407–12.
- Solbach U, Keilhauer C, Knabben H, Wolf S. Imaging of Retinal Autofluorescence in patients with age-related macular degeneration. 1997. p. 17:385:389.
- Singh RP, Chung JY, Kaiser PK. Fundus autofluorescence in agerelated macular degeneration. Age-Related Macular Degener

Second Ed. 2007;6420(02):191-202.

- Yung M, Klufas MA, Sarraf D. Clinical applications of fundus autofluorescence in retinal disease. Int J Retin Vitr. 2016;2(1):1– 25.
- Sparrow JR, Duncker T, Schuerch K, Paavo M, de Carvalho JRL. Lessons learned from quantitative fundus autofluorescence. Prog Retin Eye Res [Internet]. 2020;74(May):100774. Available from: https://doi.org/10.1016/j.preteyeres.2019.100774
- Murakami T, Akimoto M, Ooto S, Suzuki T, Ikeda H, Kawagoe N, et al. Association Between Abnormal Autofluorescence and Photoreceptor Disorganization in Retinitis Pigmentosa. Am J Ophthalmol. 2008;145(4):687–94.
- 10. Alten F, Clemens CR, Heiduschka P, Eter N. Characterisation of reticular pseudodrusen and their central target aspect in multi-spectral, confocal scanning laser ophthalmoscopy. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. 2014 May;252(5):715–21.
- Spaide RF, Ooto S, Curcio CA. Subretinal drusenoid deposits AKA pseudodrusen. Surv Ophthalmol [Internet]. 2018;63(6):782-815. Available from: https://doi.org/10.1016/j. survophthal.2018.05.005

6. ECOGRAFIA OFTÁLMICA/ BIOMETRIA

ECOGRAFIA OFTÁLMICA MODO A

Filomena Pinto^{1,2}, Susana Henriques³

- ¹ Serviço de Oftalmologia do CHULN Hospital de Santa Maria
- ² Faculdade de Medicina de Lisboa
- ³ Serviço de Oftalmologia do Hospital Professor Doutor Fernando da Fonseca

A **ecografia oftálmica** é um exame imagiológico estrutural que avalia as propriedades mecânicas dos tecidos, resultado da interação entre o som e as interfaces que encontra durante a sua propagação. É, portanto, uma técnica indispensável na prática clínica oftalmológica e que se torna ainda mais importante nas situações em que a opacidade dos meios não permite a observação do segmento posterior do globo ocular, nem a execução de outros exames como a angiografia ou a tomografia de coerência ótica.

É um método não invasivo, fácil de executar em adultos e crianças, não é necessário recorrer a sedação ou anestesia geral, não necessita de meios óticos transparentes, é fiável, reprodutível e muito eficiente (obtêm-se bons resultados a baixo custo).

Quando realizado por oftalmologista com alguma experiência nas várias técnicas de execução, permite estudar diferentes patologias cujo diagnóstico e seguimento são de extrema importância. É o caso dos tumores intraoculares, da hemorragia do vítreo, do descolamento da retina e/ou da coroideia, dos traumatismos oculares e das doenças que afetam a órbita anterior, em especial o nervo ótico (NO) e os músculos oculomotores (MOM).

Não menos importante é o **exame cinético** da interface vítreo-retina que avalia de uma forma dinâmica as interações que se estabelecem entre as diversas estruturas oculares durante e após o movimento dos olhos e/ou cabeça.

O exame ecográfico baseia-se no princípio da reflexão do som. O ultrassom corresponde a uma vibração mecânica de alta frequência (superior a 20 KHz) inaudível para o ouvido humano e produzido a partir de uma fonte vibratória situada num transdutor – **sonda**, que transforma impulsos elétricos em mecânicos e vice-versa. Este fenómeno é conhecido como efeito piezoelétrico.

A propagação das ondas acústicas provoca vibrações do meio que atravessa, produzindo deflexões longitudinais com áreas de compressão e rarefação alternadas e periódicas e cujas características físicas são:

- Comprimento de onda (λ) distância entre fenómenos de rarefação e compressão
- **Frequência** (f) número de oscilações produzidas num segundo, medida em hertz (Hz)
- Período (T) tempo em que o mesmo fenómeno se repete (inverso da frequência)

• Amplitude (a) – intensidade da onda sonora

A **frequência** determina a capacidade da ecografia em discriminar dois pontos próximos – resolução espacial. Deste modo, quanto maior a frequência, menor o comprimento de onda, menor a penetração nos tecidos, mas a resolução é melhor. Como o olho é um órgão superficial interessa-nos obter a melhor resolução possível e por isso usamos sondas de 10, 20, 35 ou 50 MHz, estas duas últimas utilizadas em ecografia de alta resolução - **ultrabiomicroscopia (UBM)** para estudo do segmento anterior do globo ocular.

A **impedância acústica** (Z) corresponde à resistência que um determinado meio oferece à passagem do som (velocidade do som x densidade do meio).

A **velocidade do som** (c) é constante para cada material e depende das suas propriedades elásticas e densidade. Assim, o ultrassom transmite-se através dos meios oculares a diferentes velocidades (mais rapidamente nos meios sólidos do que nos líquidos) e à medida que encontra as diferentes estruturas intraoculares sofre processos de absorção, transmissão e reflexão - **ECO**, que retorna à sonda e é convertido em sinal elétrico. Este é depois amplificado, o que possibilita a reconstrução de uma imagem bidimensional que é apresentada no monitor em tempo real.

A ecografia de contacto **modo** A e **modo** B, realizada sobre as pálpebras (com interposição de gel para melhor transmissão do som), ou sobre a córnea/conjuntiva (com anestésico tópico), oferece-nos um conjunto valioso de informações desde que o exame seja realizado com método, tempo e conhecimento prévio da história e observação clínica do doente, assim como das dúvidas a esclarecer.

A **Ecografia modo B** (Bidimensional) possibilita a análise das dimensões e morfologia do GO, da topografia e dimensões de lesões do segmento posterior e órbita anterior. A **Ecografia modo A** (Amplitude) possibilita a análise quantitativa das lesões, pois permite medir e comparar a refletividade/amplitude do eco, assim como estudar a estrutura interna e atenuação do eco nas formações sólidas, em especial nos tumores da retina, coroideia e órbita.

AVALIAÇÃO QUANTITATIVA EM MODO A

• **REFLETIVIDADE** - corresponde à amplitude do

eco em condições ótimas (feixe do ultrassom perpendicular à lesão). Classifica-se em alta (seta amarela), média (seta verde) e baixa (seta vermelha), de acordo com a amplitude da deflexão comparando-a com a linha de base (ausência de eco) e o eco da parede ocular (eco máximo de 100%). O modo A+B possibilita realizar a análise quantitativa e topográfica no mesmo ecograma (fig 1 a-b).

A avaliação da refletividade é fundamental para o diagnóstico diferencial entre:

- Ecos de membrana como no descolamento de retina ou na membrana vítrea com tração vítreo-retiniana (fig. 1 c-d)
- Ecos de pontos como no hemovítreo (HV) ou hialosis asteroide (HÁ) (fig.1 e-f)
- Ecos de massa como no melanoma ou hemangioma da coroideia (fig g-h)
- ESTRUTURA INTERNA correlaciona-se com a estrutura histológica da lesão e depende da dimensão e presença de múltiplas interfaces no seu interior (grupos celulares, vasos, septos, cálcio). Uma lesão diz-se homogénea ou regular quando ecos próximos apresentam amplitude idêntica, e heterogénea ou irregular quando a amplitude é variável (fig.2). A análise da estrutura interna de uma lesão sólida é essencial para o diagnóstico diferencial dos vários tumores da retina e coroideia.
- ATENUAÇAO DO ECO corresponde ao comportamento dos ecos à medida que o ultrassom atravessa as várias estruturas patológicas ou não. As lesões sólidas muito densas como o melanoma da coroideia, provocam grande atenuação do eco, cuja amplitude diminui abruptamente (ângulo K agudo).



Fig. 1 – **Refletividade**: a) e b) modo A, refletividade alta, média e baixa; c) membrana de máxima refletividade (descolamento de retina); d) membrana de média refletividade (tração VR); e) pontos de baixa/média refletividade (HV); f) pontos de máxima refletividade (HA); g) melanoma da coroideia (reflectividade baixa/média); h) hemangioma da coroideia (reflectividade média/alta)



Fig.2 – Estrutura interna: a) homogénea no melanoma da coroideia; b) heterogénea na degenerescência macular da idade - maculopatia disciforme.



Fig. 4 – Comprimento Axial: a) miopia - estafiloma posterior nasal ao DO; b) nanoftalmos - espessamento da parede ocular.

Em modo B este fenómeno traduz-se pela presença de um cone de sombra posterior à lesão, também bem evidente nos corpos estranho metálicos intraoculares e lesões com cálcio/osso (DMI, drusen do disco ótico, osteoma, retinoblastoma) (fig.3).



Fig.3 – **Atenuação do eco**: *a*) corpo estranho intraocular; *b*) retinoblastoma; *c*) DMI disciforme; *d*) melanoma coroideu.

• COMPRIMENTO AXIAL (CA)

No adulto, o comprimento axial varia entre 22-24mm. Nos olhos míopes verifica-se o seu aumento, acompanhado por vezes de uma alteração na morfologia do GO que se traduz pela presença de um estafiloma posterior – diferença de curvatura a nível do polo posterior. O estafiloma pode localizar-se ao NO ou à retina nasal/temporal (fig 4 a).

Nos olhos hipermétropes ou na microftalmia, pelo contrário, verifica-se uma diminuição do CA acompanhado nos casos extremos (nanoftalmos) de espessamento difuso da parede ocular (fig 4 b). A cirurgia de descolamento de retina provoca também uma alteração na biometria, sobretudo quando se realiza a técnica da depressão circular (*cerclage*). É então evidente a identação do GO e um aumento do CA (fig 5 a).

Nos casos de hipotonia, qualquer que seja a causa e como é de esperar verifica-se uma redução marcada do CA e procidência do NO (fig 5 b). O caso extremo, quase sempre secundário a patologia inflamatória ou traumática corresponde à atrofia do globo ocular - *phthisis bulbi* (fig 5 c). Nestes casos, identificamse também grande espessamento da parede ocular com áreas de calcificação e desorganização de todo o segmento posterior, frequentemente acompanhado de descolamento de retina (fig.5 d).



Fig.5 – Comprimento Axial: a) aumento do CA após cirurgia de DR (cerclage); b) diminuição do CA na hipotonia, com procidência do NO; c) e d) phthisis bulbi com parede espessada, calcificações e descolamento de retina

BIBLIOGRAFIA

- Byrne SF, green RL, Ultrasound of the eye and orbit, second ed, Mosb; 2002
- 2. Dibernardi C, Schachat A, Fekrat S, Ophthalmic ultrasound a diagnostic atlas, 2ªed., Thieme; 1998
- 3. Coleman DJ, Lizzi SL, Jack RL. Ultrasonography of the eye and orbit, second ed., Lippincott; 2006
- 4. Pinto F. Atlas de Ecografia Oftálmica, Vol I Ecografia Do Segmento Posterior. first. Lisboa: Thea; 2013.

ECOGRAFIA OFTÁLMICA BIDIMENSIONAL (MODO B)

Maria da Luz Cachulo^{1,2}, Filomena Pinto^{3,4} ¹ Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra ² Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra ³ Serviço de Oftalmologia do CHULN - Hospital de Santa Maria ⁴ Faculdade de Medicina de Lisboa

INTRODUÇÃO

A ecografia é uma técnica de diagnóstico não invasiva amplamente difundida em várias áreas da medicina. Em oftalmologia, é considerado um exame de imagem de fácil execução, mas operador-dependente e por vezes de difícil interpretação. É um método fiável e eficiente que pode ser usado mesmo quando os meios oculares não estão transparentes e que permite diagnosticar e monitorizar variadas patologias do globo ocular e da órbita anterior.

As imagens ecográficas obtêm-se capturando o sinal acústico refletido por diferentes tecidos e meios, permitindo avaliar com detalhe diversas porções do globo ocular desde a córnea e corpo ciliar à retina posterior e coroideia.

TÉCNICA DO EXAME

O exame deve ser efetuado preferencialmente com o doente em posição reclinada, interpondo um gel entre as pálpebras ou a córnea/conjuntiva (após aplicação de anestésico) e o transdutor (sonda) por forma a obter uma melhor transmissão das ondas sonoras. As imagens de B scan são imagens bidimensionais de corte transversal formadas pelo varrimento do transdutor num ângulo de 50-60°, com a sonda orientada em eixos específicos. Por forma a obter todas as imagens de que necessitamos para a interpretação do exame devemos optar por uma abordagem sistemática. Por exemplo, primeiro obter o corte axial do globo ocular colocando a sonda no centro da córnea com a marca do transdutor (marca branca assinalada na sonda) orientada para as 12h do relógio (Figura 1). Com este corte obtém-se a imagem do polo posterior e nervo ótico.

Seguidamente, rodar o transdutor, temporalmente, 90° para obter imagens da área macular. Por fim, obter cortes radiários e transversos do globo ocular colocando a sonda em cada hora do relógio à volta do limbo. Os cortes transversais obtém-se rodando a sonda 90° e orientando a marca do transdutor paralelamente ao limbo (Figura 2a). Os scans radiários são obtidos quando a sonda é posicionada perpendicularmente ao limbo e a marca do transdutor direcionada para o centro da córnea (Figura 2b).



Fig. 1 - Identificação da face posterior do cristalin
o(C)e nervo ótico (NO) em incidência axial



Fig. 2 - Identificação do musculo reto interno em incidência transversal (a) e longitudinal (b)

As imagens obtidas são reflexões acústicas provenientes da superfície interna do globo ocular exatamente do lado oposto onde se posiciona a sonda. As ondas de som refletidas são recolhidas pelo aparelho que permite a sua visualização em 2 dimensões num écrã usado para o efeito.

As estruturas do globo ocular podem ser examinadas individualmente (Figura 3):



Fig. 3 - Córnea – 2 interfaces acústicas separadas, Câmara anterior – planoconvexa em corte transversal, Cristalino transparente – acusticamente vazio com um formato elipsoide em corte axial (C), Vítreo transparente – acusticamente vazio (V). A presença de uma membrana hialoideia descolada posteriormente (descolamento posterior do vítreo) permite a visualização de uma interface que se pode identificar com o incremento do ganho do aparelho. Esclera – é a estrutura mais altamente refletiva no exame ecográfico ocular (E).

INDICAÇÕES

Algumas das principais indicações para a realização de uma ecografia oftálmica são as que a seguir se enumeram:

- Sempre que não é possível observar o globo ocular como por exemplo quando estamos perante um exuberante edema palpebral ou uma tarsorrafia.
- Quando há opacidade dos meios oculares (opacidades corneanas, hifema, hipópion, opacidades vítreas diversas como ,por exemplo, hemovítreo, vitrite, hialose asteroide.
- Quando por outros motivos não é possível observar o fundo ocular (queratopróteses, miose, membranas pupilares).
- Traumatismos oculares, corpos estranhos intraoculares.
- Tumores intraoculares.
- Descolamento da retina e da coroideia.
- Patologia do nervo ótico (drusen, avaliação da escavação, coloboma).

- Papiledema.
- Anomalias da morfologia ou do tamanho do globo ocular.
- Patologia orbitária anterior.

PATOLOGIA INTRAOCULAR

ALTERAÇÃO DA FORMA DO GLOBO OCULAR

Estafiloma – Trata-se de uma ectasia anormal do globo ocular cujo raio de curvatura é menor que o da restante esclera (Figura 4). A presença de uma indentação escleral pode provocar uma deformação escleral posterior semelhante a um estafiloma. O diagnóstico diferencial depende de uma cuidadosa avaliação clínica, assim como da identificação de uma banda escleral anterior.



Fig. 4 - Olho míope com comprimento axial aumentado e estafiloma posterior.

Microftalmia congénita – Consiste num globo ocular anormalmente pequeno. O principal achado é o de um comprimento axial pequeno identificado pelo modo A da ecografia. O modo B permite identificar anomalias do vítreo ou do segmento posterior que podem estar associadas à microftalmia, tais como coloboma da retina e nervo ótico, quistos orbitários e persistência do vítreo hiperplásico.



Fig. 5 – Globo ocular microftálmico com catarata congénita.

Pthisis – Atrofia grave do globo ocular associada a hipotonia. Ecograficamente caracteriza-se por uma parede escleral espessada onde podem surgir calcificações ou lesões de ossificação que produzem um efeito de cone de sombra posterior (Figura 6).



Fig. 6 - Atrofia do globo ocular (phthisis bulbi) com comprimento axial diminuído, espessamento e aumento da refletividade da parede ocular e descolamento de retina.

PATOLOGIA DO VÍTREO

O exame ecográfico permite avaliar a estrutura do vítreo, o que pode ser particularmente útil quando os meios oculares não estão transparentes. Os ecos vítreos podem surgir sob a forma de pontos, bandas ou estruturas membranosas.

Degenerescência vítrea – A sinérese vítrea surge sob a forma de ecos pontuais que podem ser mais acentuados nos olhos míopes e com o envelhecimento. Na presença de um descolamento posterior do vítreo (DPV) sintomático, o modo B da ecografia pode mostrar diversos estádios de sinérese vítrea e revelar a presença de adesões da membrana hialoideia à superfície da retina (Figura 7).



Fig. 7 - DPV com identificação da hialoideia posterior sem e com aderência à retina.

Hialose asteroide – Identificam-se cristais de cálcio suspensos na rede vítrea que provocam reflexão dos ultrassons e demonstram a dinâmica do movimento do vítreo. É característica a visualização de um espaço sem ecos entre o corpo vítreo e a parede ocular (Figura 8). O diagnóstico diferencial com sinquisis cintilantes faz-se porque, ao contrário da hialose asteroide (HA), os cristais não estão suspensos, mas antes flutuam no espaço vítreo. Quando o globo ocular se movimenta, os cristais aparecem no centro podendo simular uma HA mas alguns segundos depois os cristais depositam-se na porção inferior da cavidade.



Fig. 8 - Hialose asteroide com múltiplas opacidades de refletividade elevada.

Persistência do vítreo primário hiperplásico – Durante o desenvolvimento fetal, a túnica vascular do cristalino, proveniente do nervo ótico, nutre a porção posterior desta estrutura e normalmente involui antes do nascimento. Quando não ocorre uma regressão completa dessa estrutura vascular, surge o vítreo primário hiperplásico persistente que pode estar associado a outras anomalias como a microftalmia e a catarata no recémnascido. Ecograficamente, esta entidade pode manifestarse pela presença de uma banda que se estende da superfície posterior do cristalino à cabeça do nervo ótico ou por uma redução do comprimento axial do globo ocular designada microftalmia (Figura 9). Se a anomalia for leve, o cristalino pode estar transparente à nascença tornandose opacificado quando ocorre rotura da cápsula posterior.



Fig. 9 - Persistência do vítreo primário hiperplásico com DR.

Hemorragia do vítreo – É uma das principais indicações para a realização de uma ecografia. Na presença de uma hemorragia aguda, a cavidade vítrea surge repleta de pequenas opacidades que correspondem aos glóbulos vermelhos dispersos. Porém, passadas algumas horas estas células começam a depositar-se inferiormente na base do vítreo (Figura 10a). Quando o hemovitreo é precedido de um descolamento posterior da membrana hialoideia, as células sanguíneas depositam-se nessa membrana parcialmente descolada o que aumenta a sua refletividade acústica e torna algumas vezes difícil o diagnóstico diferencial com um descolamento da retina (Figura 10c). Por vezes, estas bandas vítreas, discretamente hiperrefletivas, mostram conexão com a parede do globo ocular, exercem tração e condicionam rasgaduras retinianas (Figura 10b), o que pode ser grande parte das vezes ecograficamente demonstrado. Nestas circunstâncias, é fundamental uma monitorização apertada da área afetada e, sempre que possível, uma vigilância oftalmoscópica e tratamento adequado.



Fig. 10a - Hemorragia do vítreo sub-hialoideia posterior com nível posterior.



Fig. 10b - Hemorragia do vítreo com rasgadura da retina.



Fig. 10c - Hemorragia do vítreo com hialoideia posterior densificada pela presença de sangue.

Infeção intraocular – As infeções que se estendem a partir do segmento anterior poderão ocasionar o aparecimento de alterações ecográficas na porção anterior

do espaço vítreo (Figura 11a). Quando a inflamação atinge mais profusamente o globo ocular, a cavidade enche-se de ecos hiperrefletivos, podendo identificar-se também espessamento da retina (Figura 11b) e da coroideia, infiltração do espaço de Tenon e alargamento da bainha do nervo ótico (Figura 11c).



Fig. 11a - Endoftalmite com DPV e vítreo opacificado e colapsado anteriormente.



Fig. 11b - Endoftalmite com espessamento macular.



Fig. 11c - Endoftalmite com espessamento da coroideia, infiltração do espaço de Tenon e alargamento da bainha do nervo ótico.

Inflamação vítrea – A maioria das vezes não é possível, recorrendo apenas ao exame ecográfico, distinguir as alterações vítreas que surgem numa hemorragia ou processo inflamatório envolvendo o vítreo (Figura 12). Em ambas as circunstâncias, surge uma densificação das estruturas vítreas pré-existentes com subsequente contração podendo surgir um descolamento da retina, especialmente quando se formam adesões pós-inflamatórias entre o vítreo e a retina.

Nas uveítes crónicas, um DPV precoce e total pode ocorrer e causar uma contração do corpo vítreo, formação de uma membrana frontal que se estende ao longo da base do vítreo e que, se aderir ao corpo ciliar, pode condicionar o seu descolamento e consequente hipotonia ocular.



Fig. 12 - Vitrite com espessamento macular.

Corpos estranhos intraoculares – Os corpos estranhos intraoculares induzem uma alteração da refletividade dos ecos que depende da composição do material que os constitui. A ecografia permite, muitas vezes a sua localização, apesar das suas limitações, particularmente na presença de certos corpos estranhos indutores de artefactos como, por exemplo, grandes corpos estranhos de natureza metálica, ou pela presença de bolhas de ar condicionadas pelo trauma e que podem mascarar a presença de um corpo estranho adjacente ao cone de sombra por elas provocado (Figura 13).



Fig. 13 - Corpo estranho metálico hiperrefletivo na cavidade vítrea com cone de sombra posterior.

PATOLOGIA DA RETINA

Descolamento da retina agudo – Num descolamento da retina, ocorre uma separação entre a retina neurossensorial e o epitélio pigmentado da retina, permitindo a acumulação de líquido no espaço que surge entre as duas camadas. A retina neurossensorial descolada surge ecograficamente como uma membrana hiperrefletiva no espaço vítreo, ondulada ou plana (Figura 14a), mantendo a sua aderência periférica à ora serrata e a sua inserção no nervo ótico (Figura 14b). A identificação destas conexões no exame ecográfico permite distinguir um descolamento da retina de um descolamento do vítreo ou da coroideia, cujas conexões anatómicas são diferentes. Num descolamento total da retina, em corte sagital, este aparece com a forma de um funil aberto em direção ao segmento anterior.

Em casos complicados de traumatismos oculares associados a vitreorretinopatia proliferativa ou retinopatia diabética grave com proliferação neovascular, as membranas que se formam na cavidade vítrea podem assemelhar-se a um descolamento da retina. A identificação dos pontos de contacto com a parede ocular, o formato da membrana, as suas características cinéticas e a intensidade da sua refletividade são alguns dos pontos a considerar no diagnóstico diferencial destas entidades clínicas.

Algumas características ecográficas permitem também distinguir um DR de um descolamento posterior do vítreo (DPV) quando há opacidade dos meios: para além da adesão adjacente às margens do nervo ótico e não à frente desta, destaca-se a refletividade uniforme, o formato em funil e a sua menor mobilidade.



Fig. 14a - DR com retina móvel hiperrefletiva.



Fig. 14b - DR total com aderência ao disco ótico.

Descolamento da retina crónico – A duração de um descolamento da retina afeta a sua espessura e mobilidade, o formato e as propriedades mecânicas da base do vítreo e o conteúdo do espaço sub-retiniano. Com o passar do tempo, as alterações fibróticas perirretinianas tornam a retina menos móvel e mais espessa podendo surgir

formações quísticas na retina descolada (Figura 15a). Progressivamente com a contração vítrea, o descolamento em funil dá lugar a uma formação tubular com a retina enrolada e aderente no centro do globo formando uma banda hiperrefletiva com conexão ao nervo ótico (Figura 15b).



Fig. 15a - DR com retina espessada, pouco movel e com opacidades subretinianas.



Fig.15b - DR total em funil com retina espessada.

Retinosquisis – Consiste numa divisão dentro da camada neurossensorial da retina frequentemente de localização temporal inferior. Ecograficamente, em corte transverso, surge sob a forma de uma estrutura membranosa na extrema periferia do globo ocular, de superfície convexa em direção à cavidade vítrea (Figura 16). A distinção entre esta entidade clínica e um descolamento da retina localizado faz-se com recurso às suas características cinéticas já que na retinosquisis a membrana hiperrefletiva está imóvel ou evidencia mobilidade muito inferior a uma retina descolada.

Doença de Coats e Retinoblastoma – A doença de Coats é uma retinopatia exsudativa, geralmente unilateral, que afeta particularmente indivíduos do sexo masculino na primeira década de vida. Clinicamente, caracterizase por malformações vasculares aneurismáticas que se encontram associadas a placas amareladas sub-retinianas e descolamento exsudativo da retina. O diagnóstico diferencial com retinoblastoma torna-se de particular importância neste grupo etário sendo a ecografia um



Fig. 16 - Retinosquisis periférica .

exame complementar de extrema utilidade. Devemos dirigir a nossa atenção para o espaço sub-retiniano; o descolamento exsudativo associado à doença de Coats pode evidenciar opacidades flutuantes hiperrefletivas semelhantes às dos cristais das sinquisis cintilantes. No retinoblastoma, algumas características ecográficas são patognomónicas, particularmente a presença de depósitos de cálcio que absorvem os ultrassons condicionando o aparecimento de um cone de sombra posterior em direção à esclera (Figura 17).



Fig. 17 - Retinoblastoma com refletividade elevada e cone de sombra posterior.

PATOLOGIA DO NERVO ÓTICO

Drusen – Regra geral, são bilaterais e assintomáticos. Contudo, podem provocar alteração dos campos visuais ou complicar com oclusões venosas da retina ou neuropatia ótica isquémica. A imagem ecográfica é típica e geralmente evita a realização de outros exames complementares, sobretudo quando perante um aparente papiledema, estão ausentes outros sinais e sintomas de hipertensão intracraniana. Ecograficamente visualiza-se uma formação nodular hiperrefletiva de localização na papila que mantem ecogenicidade alta mesmo quando se reduz o ganho (Figura 18).

Coloboma – Um coloboma surge na sequência de uma anomalia do encerramento da fissura embrionária. O coloboma do nervo ótico manifesta-se por uma lesão escavada, bem delimitada, localizada ao nervo ótico podendo envolver a coroideia e retina adjacentes e até mesmo estender-se ao segmento anterior. Na ecografia modo B, surge como uma



Fig. 18 - Drusen do disco ótico sob a forma de nódulo hiperrefletivo a nível da papila.

escavação da normal curvatura da parede ocular/nervo ótico cuja profundidade e extensão são variáveis (Figura 19).



Fig. 19 - Coloboma envolvendo o nervo ótico.

Avaliação da escavação – Uma escavação glaucomatosa do nervo ótico só é possível identificar ecograficamente quando de grandes dimensões e preferencialmente usando uma sonda de 20 mHz. Surge sob a forma de uma indentação localizada à porção intra-escleral do nervo ótico que tem continuidade com a normal hiporrefletividade do seu segmento intra-orbitário (Figura 20).

PATOLOGIA DA COROIDEIA

Alteração das camadas oculares secundárias a hipotonia – Quando a tensão intraocular sofre uma abrupta redução, secundariamente por exemplo a um traumatismo ou uveíte, o colapso da parede escleral induz seu pregueamento interno detetável no modo B do exame ecográfico. As pregas esclerais tipicamente produzem uma imagem dome-shaped com apex hiperrefletivo e atenuação posterior dos ecos, podendo ser confundidas com corpos estranhos intraoculares ou bandas esclerais (Figura 21).



Fig. 20 - Escavação do disco ótico aumentada.



Fig. 21 - Hipotonia com comprimento axial diminuído e procidência do disco ótico.

Neovascularização coroideia – Há casos em que a presença de cicatrizes disciformes se podem confundir com lesões tumorais coroideias a exemplo do melanoma ou das metástases. Quando os meios oculares estão transparentes, as lesões disciformes podem vir acompanhadas de drusen ou exsudação, o que facilita o diagnóstico diferencial. Porém, em alguns casos, lesões elevadas, localizadas e sem achados adicionais podem tornar o diagnóstico mais difícil. A lesão disciforme localizada caracteriza-se pela presença de 2 ou 3 espículas hiperrefletivas no A scan, sinal que, apesar de não ser patognomónico, é bastante sugestivo (Figura 22). Adicionalmente, e em exame seriados, é habitual observar uma redução da elevação da lesão em causa.



Fig. 22 - Cicatriz disciforme de refletividade elevada e cone de sombra posterior.

Melanoma, metástase e hemangioma da coroideia – O exame ecográfico é considerado hoje um exame de extrema importância na deteção, diferenciação e avaliação das dimensões das lesões tumorais intraoculares. Consiste num método que permite de forma acurada avaliar as dimensões da lesão tumoral, monitorizar o seu crescimento ou regressão, sendo igualmente útil na deteção de extensão extraescleral, no que diz respeito ao melanoma.

Os principais critérios acústicos usados para fazer o diagnóstico de melanoma da coroideia são:

- conformação em cogumelo ou dome-shaped no B scan;
- consistência sólida;
- refletividade interna regular;
- refletividade interna média-baixa;
- vascularização interna.

Nos tumores de maiores dimensões, a estrutura interna pode ser mais irregular, secundariamente à presença de vasos sanguíneos de maiores dimensões ou espaços de necrose. Tumores maiores, tipicamente, evidenciam uma marcada atenuação posterior do som que se traduz num vazio acústico localizado à base do tumor no modo B e o desenho do ângulo Kappa no modo A (ângulo produzido pelo pico interno da lesão tumoral e a sua marcada atenuação em direção à base) (Figura 23a).

O hemangioma é um tumor sólido, estruturalmente regular e hiperrefletivo. A vascularização interna, se presente, é muito menos pronunciada que no melanoma. Frequentemente, são lesões leve e moderadamente elevadas com conformação dome-shaped e de localização posterior, podendo vir associadas a um descolamento seroso da retina que se estende das margens da lesão tumoral (Figura 23b).

As metástases coroideias podem ser clinicamente confundidas com melanomas não pigmentados. Apesar das metástases surgirem habitualmente como lesões mais planas, podem aparecer mais elevadas. Porém, a sua refletividade interna é bastante diferente da do melanoma. Os tumores metastáticos apresentam uma estrutura interna mais irregular com predomínio de refletividade média e alta, sendo a vascularização interna ausente ou mínima.

Osteoma da coroideia – Clinicamente aparece como uma lesão coroideia de coloração amarelada, levemente elevada e cuja constituição óssea lhe confere uma aparência típica no exame ecográfico. Surge como uma lesão de refletividade muito elevada que produz atenuação dos ecos que se traduz num cone de sombra escleral e orbitário posterior à lesão hiperrefletiva.

PATOLOGIA ESCLERAL

Esclerite posterior – Na maioria dos casos a ecografia é o melhor método de diagnóstico da esclerite posterior. A esclera aparece moderadamente espessada associada a edema episcleral posterior (edema do espaço de Tenon) e espessamento coroideu, podendo estar presentes descolamentos serosos da coroideia e da retina. No scan A, a esclera espessada aparece habitualmente hiperrefletiva (apesar de inferior ao normal) com estrutura interna regular (Figura 24).



Fig. 23a- Melanoma da coroideia cupuliforme com eco inicial elevado (retina) e atenuação do som intralesional, associado a DR inferior.



Fig. 23b - Hemangioma circunscrito da coroideia com refletividade intralesional elevada e estrutura homogénea.



Fig. 23c - Metástase da coroideia (mama) com refletividade intralesional elevada e estrutura heterogénea.



Fig. 24 - Esclerite posterior difusa com espessamento da parede e aumento do espaço sub-tenoniano que, quando ocorre em localização posterior provoca edema peripapilar (sinal T).

BIBLIOGRAFIA

- Pinto F. Atlas de Ecografia Oftálmica, Vol I Ecografia Do Segmento Posterior. first. Lisboa: Thea; 2013.
- 2. Coleman DJ, Lizzi SL, Jack RL. Ultrasonography of the eye and orbit, second ed., Lippincott; 2006.
- 3. Dibernardi C, Schachat A, Fekrat S. Ophthalmic ultrasound a diagnostic atlas, second ed., Thieme; 1998.
- 4. Byrne SF, Green RL. Diagnostic Ophthalmic Ultrasound, fourth ed, Mosby; 2006.
- 5. Shields JA, Shilds C. Intraocular tumors, second ed., Lippincott; 2008
- 6. Ing E. Ultrasonography of the Eye and Orbit, 2nd Edition. J Neuro-Ophthalmology. 2006;
- RESTORI M. Ophthalmic Ultrasound: a Diagnostic Atlas. Br J Ophthalmol. 2000;
- Lahham S, Shniter I, Thompson M, Le D, Chadha T, Mailhot T, et al. Point-of-Care Ultrasonography in the Diagnosis of Retinal Detachment, Vitreous Hemorrhage, and Vitreous Detachment in the Emergency Department. JAMA Netw open. 2019;
- De La Hoz Polo M, Torramilans Lluís A, Pozuelo Segura O, Anguera Bosque A, Esmerado Appiani C, Caminal Mitjana JM. Ocular ultrasonography focused on the posterior eye segment: what radiologists should know. Insights into Imaging. 2016.
- Kilker BA, Holst JM, Hoffmann B. Bedside ocular ultrasound in the emergency department. European Journal of Emergency Medicine. 2014.
- 11. Parchand S, Singh R, Bhalekar S. Reliability of ocular ultrasonography findings for pre-surgical evaluation in various vitreo-retinal disorders. Semin Ophthalmol. 2014;
- 12. Restori M. Imaging the vitreous: Optical coherence tomography and ultrasound imaging. In: Eye. 2008.

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

BIOMETRIA

Gonçalo Godinho, Paulo Freitas-Costa, João Paulo Macedo Centro Hospitalar Universitário de São João

Em 1949, foi implantada a primeira lente intraocular (LIO) por Ridley¹, com um resultado refrativo de -21 dioptrias (D). Desde então, com a evolução contínua nos métodos de produção e nos materiais usados para o desenvolvimento das LIO, a melhoria das técnicas cirúrgicas com a realização da facoemulsificação, ao uso de instrumentos capazes de fornecer valores biométricos mais ajustados, e ao desenvolvimento de fórmulas de cálculo mais eficazes, os resultados refrativos após cirurgia de catarata têm sido cada vez mais precisos.

Define-se biometria como a aplicação de análise matemática a dados biológicos. Assim, a biometria ocular relaciona-se com o processo de medição das caracterísicas anatómicas do olho necessárias para o cálculo do poder da LIO mais adequada ² e tem-se tornado um processo fundamental para a satisfação dos doentes após a cirurgia de catarata. Com a biometria, pretende-se que um maior número de doentes atinja um valor próximo da emetropia, sendo que o Royal College of Ophthalmologists define que 85% dos doentes deverão atingir um resultado refrativo inferior a 1D. ³

Diversas fórmulas têm sido usadas ao longo do tempo, e a forma de as classificar não é unânime. De acordo com o método de cálculo e os dados utilizados, estas podem ser classificadas como históricas (ou de 1ª geração), de regressão (ou de 2ª geração), de vergência, baseadas em inteligência artificial ou ray-tracing.⁴ As fórmulas históricas, baseadas no modelo óptico do olho e em princípios matemáticos⁵, e as fórmulas de regressão, que derivam da avaliação de dados de refração pós-operatórios,6 são métodos atualmente obsoletos.⁴ O uso de inteligência artificial, patente no método Hill-Radial Basis Function (Hill-RBF), faz a análise de dados e o processamento de informação através de uma rede neuronal, escolhendo assim o poder da LIO⁷. A tecnologia de ray-tracing, exemplificada pelos calculadores Oculix e PhacoOptics, baseia-se na lei de Snell, que determina a direção dos raios de luz ao atravessar meios distintos. Representa deste modo uma simulação real do olho e pode incorporar aberrações ópticas no cálculo⁸. As fórmulas baseadas em inteligência artificial ou em tracados de raio, embora muito promissoras, ainda não têm o seu uso muito disseminado.

As fórmulas de vergência ou mistas são as fórmulas de uso mais comum e baseiam-se na óptica geométrica para o cálculo do poder da LIO, aplicando também um componente de regressão.^{4, 9} Os diversos dados biométricos podem ser encontrados recorrendo aos diversos meios de diagnóstico que temos à disposição, à exceção da posição efetiva da lente (PEL), que é estimada. Assim, as fórmulas mais comumente usadas (3ª geração), usam duas medidas biométricas para o cálculo da LIO e da PEL: o comprimento axial (CA) e a queratometria média (K). As fórmulas de 3ª geração são a SRK/T, Hoffer Q e Holladay 1, podendo ser otimizadas através do ajuste da constante da profundidade da câmara anterior (PCA) no caso da fórmula Hoffer Q¹⁰, do fator do cirurgião (que representa a distância entre íris e córnea) para a Holladay 1¹¹ e da constante-A no caso da SRK/T ¹².

Mais atuais, as fórmulas de 4^a geração dependem de três ou mais variáveis para o cálculo do poder da LIO e para a estimativa da PEL. Dentro deste grupo, a fórmula Haigis usa 3 variáveis (CA, K e PCA pré-operatória)¹³, a Olsen usa 5 variáveis (as da Haigis, refração pré-operatória e espessura da lente)¹⁴, a Holladay 2 usa 7 variáveis (as de Olsen, idade e distância branco-branco)¹⁵ e a Barrett Universal II usa um fator de lente e a PC¹⁶.

Não existe consenso quanto à superioridade de uma fórmula sobre as outras. Porém, ainda que para CA intermédios (22 a 26 mm) se acredite que nenhuma fórmula suplante as outras¹⁷, para olhos mais pequenos julga-se que a Hoffer Q¹⁸ e a Holladay 2¹⁹ sejam as mais adequadas. Para olhos maiores, as fórmulas SRK/T²⁰ e, principalmente, a Barrett Universal II²¹ provaram ser as mais eficientes.

Tradicionalmente, o CA era medido com recurso à biometria por ultrassons (US), por contacto ou por imersão, medindo a distância do ápex da córnea à membrana limitante interna⁹. Uma vez que a US de contacto pode provocar indentação e diminuição do CA, a US de imersão é considerada mais fiável²².

Com o advento da biometria óptica, a US tem vindo a ser substituída pela biometria óptica. Este método tem resultados semelhantes à US de imersão¹³, sendo mais rápido, reprodutível, não invasivo, não requer contacto e é mais operador-independente, garantindo um alinhamento com o eixo visual. A distância medida vai desde a superfície da córnea até ao epitélio pigmentar da retina, podendo haver uma sobreestimação, relativamente à US²³. Ainda assim, a US continua a ser fundamental em casos em que a biometria óptica perde eficácia ou é incapaz, como na presença de cataratas densas, leucomas de córnea, hifema da câmara anterior, opacificação vítrea, hialose asteroide ou estafiloma.

Existem diversos biómetros, com várias tecnologias, no mercado. Os AL-scan, IOLMaster 500 e Pentacam AXL usam o princípio da interferometria parcialmente coerente; os Lenstar LS900, Galilei G6, Alladin e OA-2000 recorrem à interferometria de baixa coerência; os ARGOS e IOLMaster700 usam o Swept-Source OCT.9 Os biómetros, para além da medição do CA, têm a capacidade para avaliar as outras variáveis biométricas necessárias ao cálculo da LIO. Outro conceito a reter é o de constante da LIO. Esta constante, estabelecida inicialmente pelo fornecedor, é um fator de ajuste necessário (e inerente a cada lente em particular) a ter em conta nas fórmulas de cálculo, sendo variável com o método de biometria, população-alvo ou técnica cirúrgica. Tipicamente, este valor corresponde àquele que deve ser usado na US de imersão, podendo ser também apresentada a constante para outros métodos de medição.²⁴ Se esse valor não estiver descrito, poderá ser usada a constante proposta pelo User Group for Laser Interference Biometry (ULIB)²⁵, que estudou e padronizou esses valores. Além disso, esta constante pode ser sempre otimizada individualmente através da inserção dos valores pós-operatórios atingidos.

O cálculo do poder da LIO não é perfeito, refletindo a presença de um valor de erro preditivo (EP) médio associado a este processo. Atualmente, este EP estima-se que esteja associado, em 35,5% dos casos, à incapacidade das fórmulas preverem a PEL. Porém, também a medição errada do CA (17% dos casos) ou da K (10.1%) contribuem para o EP.²⁶ Existem algumas estratégias para melhorar os resultados refrativos da biometria. Usando a US para a medição do CA, a sonda deverá estar perpendicular, direcionada à mácula e não deverá provocar indentação, sendo que idealmente deverá ser realizada a US de imersão. Previamente à medição da queratometria, não se deve realizar nenhum procedimento de contacto prévio (como a tonometria de aplanação), devem ser feitas três medições e, idealmente, devem ser usados dois métodos diferentes nesta avaliação, comparando-se os resultados de ambos. As fórmulas a usar devem ser as mais ajustadas para o CA do doente, e a constante deverá ser ajustada para cada situação. Pode ser ainda realizado o ajuste do cálculo para o segundo olho a operar, aplicando um fator de correção de 50%, baseado na refração subjetiva após a cirurgia ao primeiro olho.27,28,29 Advoga-se ainda que, cirurgiões que apresentem um erro refrativo médio superior a 0.15D, possam beneficiar da otimização pessoal da constante específica do cirurgião.²⁴

SITUAÇÕES ESPECIAIS

Após cirurgia refrativa laser:

Estes doentes são uma população crescente e cuja estimativa é difícil, uma vez que apresentam erros de cálculo dos raios de curvatura, dos indíces queratométricos (a relação curvatura anterior/posterior está alterada) e da PEL (uma vez que a estimativa deste parâmetro e da PCA é, muitas vezes, inferido dos valores K).³⁰ De forma a solucionar esta última questão, várias soluções foram tentadas, mas o método de Amberri "double-k" será o mais consensual, utilizando o valor de K pré-cirurgia refrativa para o cálculo da PCA e da PEL e o valor de K real para estimar o poder da córnea,³¹ embora em muitos casos não seja possível por não haver acesso ao K pré-operatório.

Existem várias fórmulas para estimar o cálculo da LIO, mas o ASCRS postrefractive IOL calculator tem sido a ferramenta tendencialmente preferida dos cirurgiões. Esta ferramenta, que originalmente também usava fórmulas baseadas nos dados queratométricos e refrativos prévios à cirúrgia refrativa, tem agora apenas dois tipos de fórmulas: as que usam a alteração refrativa manifesta induzida cirurgicamente e a curvatura anterior real; e as que não usam dados prévios à cirurgia refrativa. Diversos estudos têm apontado que o método "Barret true-K" é tão bom ou melhor que as outras fórmulas do calculador ASCRS para olhos previamente miopes, tal como também mostrou ser uma boa fórmula para olhos previamente hipermétropes³².

Astigmatismo corneano:

Uma biometria adequada é fundamental para um bom resultado refrativo. É essencial que o astigmatismo corneano posterior seja tido em consideração para calcular o astigmatismo total, e essa avaliação não está disponível nos queratómetros ou no IOLMaster 700. Há diversas fórmulas e normogramas para o cálculo do eixo e poder das LIO tóricas disponíveis, mas considera-se que a fórmula ideal deveria ter em atenção o astigmatismo induzido cirurgicamente, bem como a curvatura posterior da córnea e a PEL.³³

Idade pediátrica:

Ao considerar a colocação de LIO em idade pediátrica, o processo para o cálculo é muito similar ao usado na idade adulta, sendo que, muitas vezes, a questão se prende com a colaboração que a criança terá para a biometria ótica. Em casos de colaboração deficitária, opta-se pela US. Também não existe consenso para a fórmula a aplicar nestes casos, sendo que, contrariamente aos adultos, a precisão das diferentes fórmulas é mais baixa.³⁴ Uma última questão prende-se com o poder da lente a usar, sendo que, principalmente em idades mais precoces, o objetivo é a hipermetropia, sendo que a magnitude do valor a aplicar não é consensual.

BIBLIOGRAFIA

- 1. Ridley H. Intraocular acrylic lenses. A recent development in the surgery of cataract. Br J Ophthalmol 1952; 36: 113–122.
- 2. Astbury N. and Ramamurthy B., How to avoid mistakes in biometry, Community Eye Health. 2006 Dec; 19(60): 70–71
- 3. Hoffer KJ. Pre-operative cataract evaluation: intraocular lens power calculation. Int Ophth Clin 1982; 22: 37–75.
- Koch, D., Hill, W., Abulafia, A. and Wang, L. (2017). Pursuing perfection in intraocular lens calculations: I. Logical approach for classifying IOL calculation formulas. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 43(6), pp.717-718.

- Hill W. IOL Power Calculations Physician Downloads. [Online] 2013. Available from http://www. doctorhill.com/physicians/ download.htm. (Accessed 29 September 2013).
- Jasvinder S, Khang TF, Sarinder KK, Loo VP, Subrayan V.Agreement analysis of LENSTAR with other techniques of biometry. Eye 2011; 25: 717-724.
- Rbfcalculator.com. (2020). IOL Power Calculator for Cataract Surgery / Hill-RBF Calculator. [online] Available at: http://rbfcalculator.com/
- 8. Hirnschall, N., Buehren, T., Trost, M. and Findl, O. (2019). Pilot evaluation of refractive prediction errors associated with a new method for ray-tracing-based intraocular lens power calculation. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 45(6), pp.738-744.
- Turczynowska, M., Koźlik-Nowakowska, K., Gaca-Wysocka, M. and Grzybowski, A. (2016). Effective Ocular Biometry and Intraocular Lens Power Calculation. *European Ophthalmic Review*, 10(02), p.94.
- Eom Y, Kang S, Song J, et al., Comparison of Hoffer Q and Haigis Formulae for Intraocular Lens Power Calculation According to the Anterior Chamber Depth in Short Eyes, Am J Ophthalmol 2014;157:818-24.
- 11. Ghanem A, El-Sayed H, Accuracy of intraocular lens power calculation in high myopia, *Oman J Ophthalmol*,2010;3:126–30.
- 12. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC, Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula, *J Cataract Refract Surg*, 1990;16:333–40.
- Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 2000; 239:765–773.
- Olsen T. Prediction of the effective postoperative (intraocular lens) anterior chamber depth. J Cataract Refract Surg 2006; 32: 419–424.
- 15. Lee AC, Qazi MA, Pepose JS. Biometry and intraocular lens power calculation. Curr Opin Ophthalmol 2008; 19: 13–17.
- 16. Barrett G, A formula for all seasons. The Barrett Universal II and True K and the Barrett Toric Calculator provide the best results for toric, post refractive and standard cataract patients, Supplement to: Cataract & Refractive Surgery Today Europe, October 2014.
- 17. Wang J, Chang S, Optical biometry intraocular lens powercalculation using different formulas in patients with differentaxial lengths, *Int J Ophthalmol*, 2013;6:150–4.
- Olsen T, Calculation of intraocular lens power: a review, Acta Ophthalmol Scand, 2007;85:472–85.
- 19. Hoffer KJ, Clinical results using the Holladay 2 intraocularlens power formula, *J Cataract Refract Surg*, 2000;26:1233–7.
- Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL,Formula choice: Hoffer Q, Holladay 1, or SRK/T and refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery with biometry by partial coherence interferometry, J Cataract Refract Surg,2011;37:63-71.
- Chong EW, Mehta JS, High myopia and cataract surgery, Curr Opin Ophthalmol, 2016;27:45–50.
- Ossoinig KC, Standardized echography: basic principles, clinical applications and results. *Int Ophthalmol Clin*, 1979;19:127–210.
- 23. Grzybowski A, Gaca-Wysocka M, Current knowledge of the lens, *Przegląd Okulistyczny*, 2014:4:1–4.
- 24. Sheard, R. (2013). Optimising biometry for best outcomes in cataract surgery. *Eye*, 28(2), pp.118-125.
- Haigis W. User Group for Laser Interference Biometry.[Online] 2013. Available from http://www.augenklinik.uni-wuerzburg. de/ulib/index.htm. (Accessed 29 September 2013).
- Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. J Cataract Refract Surg 2008; 34: 368–376.
- Olsen T. Use of fellow eye data in the calculation of intraocular lens power for the second eye. Ophthalmology 2011; 118: 1710– 1715.
- 28. Covert DJ, Henry CR, Koenig SB. Intraocular lens power selection in the second eye of patients undergoing bilateral, sequential cataract extraction. Ophthalmology 2010; 117: 49–54.
- 29. Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL.

First eye prediction error improves second eye refractive outcome results in 2129 patients after bilateral sequential cataract surgery. Ophthalmology 2011; 119:1701–1709.

- Intraocular Lens Power Calculation in Eyes After Laser In Situ Keratomileusis or Photorefractive Keratectomy for Myopia. (2017). Asia-Pacific Journal of Ophthalmology.
- Aramberri J. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery: double-K method. J Cataract Refract Surg. 2003;29:2063–2068.
- 32. Abulafia, A., Hill, W., Koch, D., Wang, L. and Barrett, G. (2016). Accuracy of the Barrett True-K formula for intraocular lens power prediction after laser in situ keratomileusis or photorefractive keratectomy for myopia. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 42(3), pp.363-369.
- Titiyal, J., Kaur, M., Shaikh, F. and Falera, R. (2017). Optimizing outcomes with toric intraocular lenses. *Indian Journal of Ophthalmology*, 65(12), p.1301.
- Vasavada, V., Shah, S. K., Vasavada, V. A., Vasavada, A. R., Trivedi, R. H., Srivastava, S., & Vasavada, S. A. (2016). Comparison of IOL power calculation formulae for pediatric eyes. Eye, 30(9), 1242– 1250. doi:10.1038/eye.2016.171

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

BIOMETRIA ÓPTICA

Emmanuel Rebelo Neves ¹, Miguel Raimundo ^{1,2,3}

¹ Serviço de Oftalmologia, Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra (CHUC), Coimbra, Portugal

² Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra (FMUC), Coimbra, Portugal

³ Coimbra Institute for Biomedical Imaging and Translational Research (CIBIT), Coimbra, Portugal

A cirurgia de catarata é um dos procedimentos cirúrgicos mais frequentemente realizados em todo o mundo. Concretamente e segundo os dados mais recentes do Eurostat, com um total de 4,7 milhões de intervenções apenas em 2017, trata-se do procedimento mais realizado nos estados-membros da União Europeia. Atualmente afigura-se como um procedimento rápido, eficaz e seguro, podendo dizer-se que o paradigma mudou - é hoje assumido que se trata não só de um procedimento reabilitativo, mas também refrativo. O sucesso do procedimento como o hoje conhecemos deve-se a vários fatores como a introdução da facoemulsificação, instrumentos e incisões progressivamente mais pequenas, lentes intraoculares flexíveis ou a crescente evolução das fórmulas de cálculo da lente a implantar. Talvez menos imediata seja a noção do contributo de fundo dado pela biometria óptica.

A história da biometria ocular começa em 1956, com a primeira descrição da utilização de ultrassons para o estudo de estruturas intraoculares¹. Até ao fim do século, a biometria ultrassónica seria o método de eleição para a determinação do comprimento axial (AL) ocular. Em 1986 surgiria a primeira determinação do AL com base em biometria óptica, mais especificamente, com recurso a um princípio denominado interferometria de coerência parcial (PCI, do inglês partial coherence interferometry)². Através de PCI foi possível determinar o AL com uma precisão de 0.03 mm3, uma ordem de grandeza inferior à conseguida com biometria ultrassónica de aplanação. A investigação em interferometria viria a estar na base de uma das maiores histórias de sucesso em oftalmologia, a da tomografia de coerência óptica (OCT, do inglês optical coherence tomography)⁴. Em retrospectiva, é curioso constatar que os avanços em biometria precedem os da área da tomografia.

Seria no final do século XX, mais especificamente em 1999, que viria a ser comercializado o primeiro biómetro óptico propriamente dito, o *IOL Master* (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Alemanha). Este aparelho, baseado em PCI, usa um laser de 780 nm (infravermelho) para obter medições. O termo interferometria provém do estudo do fenómeno de interferência entre ondas, neste caso, eletromagnéticas. No *IOL Master 500* é utilizado o interferómetro de *Michelson*. Em termos gerais, neste aparelho, um feixe de laser emitido é dividido por um semi-espelho em dois feixes que seguem trajetos perpendiculares - um segue até à amostra de interesse (neste caso, o olho) e o outro segue um caminho de referência no extremo do qual se encontra um espelho de referência cuja posição pode variar numa distância mensurável. Ambos feixes são refletidos no topo dos respetivos trajetos, recombinando-se de novo no semi-espelho, produzindo-se interferência. Mediante variações da posição do espelho de referência e respetiva análise do padrão de interferência produzido, é possível a medição de distâncias na amostra de interesse e, assim, obter medidas biométricas do globo ocular⁵.

A biometria óptica tem diferenças marcadas face à biometria ultrassónica convencional. Primeiro, um método infere distâncias pelo uso da luz, enquanto o outro recorre ao som. A análise dos ecos produzidos por ultrassons mostra que a reflexão dominante retiniana corresponde à região da membrana limitante interna (MLI), por oposição à reflexão dominante da luz, que ocorre na retina externa, mais precisamente no epitélio pigmentar da retina (EPR). Por esta razão, os comprimentos axiais obtidos por PCI são sistematicamente superiores aos obtidos por biometria de ultrassons (um efeito ainda mais evidente na biometria ultrassónica de contacto/aplanação, devido à compressão corneana) não sendo assim intersubstituíveis. Isto obrigou a um ajuste das constantes de lentes intraoculares⁶ e, hoje em dia, praticamente todos os fabricantes apresentam constantes diferenciadas para biometria ultrassónica e biometria óptica. Para além disso, a biometria ultrassónica mede segundo o eixo geométrico do olho, enquanto a óptica, dependendo da fixação do doente, mede segundo o eixo visual⁶. Clinicamente, é imediatamente aparente a utilidade deste fator para o estudo pré-operatório de olhos míopes, por exemplo, onde a ocorrência de geometrias anómalas do polo posterior (p.ex estafilomas) complica a obtenção de medidas fiáveis por biometria de ultrassónica, algo que não acontece na biometria óptica.

Assim, por esta altura, as vantagens da biometria óptica para uso clínico abrangente tornavam-se cada vez mais óbvias: dispensava contacto e anestesia tópica, era um método altamente preciso, previsível, reprodutível⁷ e era fácil de utilizar. Para além disso, começava a ser aplicado em olhos complexos, com ametropias extremas (eliminando os erros por compressão corneana em olhos muito pequenos ou a dificuldade de obter medições fiáveis na alta miopia na presença de estafilomas) ou tamponados com silicone (onde a interferência deste no processo de

medição é desprezível em biometria óptica)⁸. Ainda assim, novos desafios surgiam. Primeiro existia um interesse crescente em medir outras variáveis biométricas como a profundidade da câmara anterior, espessura do cristalino ou da córnea, no sentido de melhorar a estimativa da posição efectiva de lente intraocular. Embora o IOL Master 500 seja capaz de estimar a profundidade da câmara anterior (ACD), é incapaz de obter medições da espessura do cristalino (LT), da córnea central (CCT) ou retina (RT)⁹, variáveis que são hoje incorporadas em fórmulas modernas para melhorar a previsibilidade do cálculo da lente intraocular (p.ex fórmula de Barrett Universal II ou fórmula de Kane, em que a LT pode ser introduzida como parâmetro opcional). O segundo desafio deve-se à incapacidade de obter medições precisas do AL por PCI em até 20% dos casos em algumas séries, correspondendo na sua maioria a situações de cataratas nucleares densas ou subcapsulares posteriores¹⁰. Ambos problemas foram grandemente ultrapassados com evoluções tecnológicas na área da biometria.

Em 2009 surgiram os primeiros trabalhos com um novo biómetro óptico, o *Lenstar 900* (Haag-Streit, Koniz, Suíça) / Allegro Biograph (Wavelight, Erlangen, Alemanha)^{11,12}. Este biómetro utiliza um laser de 820 nm e recorre à denominada reflectometria de baixa coerência (OLCR, do inglês *optical low-coherence reflectometry*). Apesar da diferente designação, à semelhança do que acontecia no *IOL Master 500*, a obtenção de valores biométricos também assentava em princípios de interferometria *time-domain*^{11,13}. Na prática, o *Lenstar/Biograph* trouxe algumas diferenças importantes face ao *IOL Master 500* - por OLCR conseguia, para além do AL, obter a CCT, a profundidade da câmara anterior anatómica (AD), a ACD (CCT+AD) e a LT.

Nos anos seguintes foram comercializados múltiplos novos biómetros ópticos - OA-1000 (Tomey Corporation, Nagoya, Japão), AL-scan (Nidek CO, Gamagora, Japão), Aladdin (Topcon Medical, Tóquio, Japão) Galilei G6 (Ziemer Ophthalmic Systems, Port, Suíça). Consequentemente, a investigação em biometria expandiu consideravelmente, tendo sido publicados múltiplos trabalhos de avaliação comparativa no formato biómetro vs biómetro; biómetros vs topógrafo/tomógrafo; biómetro vs OCT de segmento anterior. Porventura, o tempo de comercialização mais longo e a relativa ubiquidade do IOL Master 500 e Lenstar 900/Biograph justificam a abundante literatura que compara ambos, por oposição ao que se verifica com os biómetros mais recentes. De acordo com uma meta-análise de 2017, com base em artigos publicados até agosto de 2015 (prévio à implementação dos biómetros baseados em swept-source - SS), os valores de AL, ACD, K1, K2 e Km obtidos com os dois aparelhos podem ser usados de forma permutável. O mesmo não se pode dizer da distância branco-branco (WTW), que era estatisticamente inferior no Lenstar/ Biograph, podendo dever-se à diferente resolução dos sistemas de análise de imagem dos dois aparelhos¹⁴.

Paralelamente à massificação dos biómetros ópticos baseados em *time-domain* (PCI e OLCR), surgiram os primeiros trabalhos sobre medição de distâncias intraoculares com recurso a interferometria Fourierdomain (FD). Com esta tecnologia, foi possível obter informação ao longo do comprimento total do olho, com menor tempo de aquisição e precisão de 0,008 mm¹⁵. Pouco tempo passou até ao surgimento dos primeiro protótipos de biómetros swept-source (baseados em interferometria Fourier-domain)¹³. Em 2015 surgiram os primeiros trabalhos publicados comparando o novo IOL Master 700 (biómetro baseado em tecnologia SS) e o seu antecessor, IOL Master 500¹⁶. O IOL Master 700, equipado com um laser de 1055 nm, é capaz de medir a CCT, ACD, LT e AL com recurso a SS-OCT. Adicionalmente, o sistema avalia 1 mm de retina central para confirmar a correta fixação do doente. A biometria SS-OCT permitiu obter medições significativamente mais rápidas, e, do ponto de vista clínico, permitiu obter informação em olhos nos quais até então era impossível¹⁶⁻¹⁸ (olhos com cataratas densas e/ou subcapsulares posteriores), apresentando resultados comparáveis em termos de precisão e potência de lente a implantar, sem necessidade de nova revisão de constantes¹⁶.

Nos últimos anos têm vindo a ser comercializados novos biómetros ópticos swept-source como o OA 2000 (Tomey, Nagoya, Japão) ou o Argos (Movu Inc., Komaki, Japão). Recentemente foi publicado um estudo comparativo entre estes e um biómetro baseado em PCI (IOL Master 500 v5.4)¹⁹. No que à medição do AL diz respeito, nos olhos analisados pelos quatro dispositivos, estes foram capazes de adquirir medições idênticas, precisas e reprodutíveis. No entanto, enquanto que por PCI em cerca de 20% dos olhos não foi possível medir o AL, com SS-OCT apenas 3% dos mesmos olhos não obtiveram medições completas. Atualmente, a biometria óptica por swept-source parece estar progressivamente a ocupar o lugar de gold-standard para a avaliação pré-operatória de doentes com catarata. Graças à ingenuidade e dedicação de vários investigadores ao longo de três décadas, a biometria óptica evoluiu duma ferramenta confinada a laboratórios de investigação para um valioso e indispensável auxiliar do cirurgião de catarata. Parece consensual que se trata de mais uma das muitas histórias de sucesso em oftalmologia.

BIBLIOGRAFIA

- 1. Mundt GH Jr, Hughes WF Jr. Ultrasonics in ocular diagnosis. Am J Ophthalmol. 1956;41: 488–498.
- Fercher AF, Roth E. Ophthalmic Laser Interferometry. Optical Instrumentation for Biomedical Laser Applications. 1986. doi:10.1117/12.938523
- Fercher AF, Mengedoht K, Werner W. Eye-length measurement by interferometry with partially coherent light. Opt Lett. 1988;13: 186–188.
- Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, et al. Optical coherence tomography. Science. 1991;254: 1178– 1181.
- Haigis W. Optical coherence biometry. Dev Ophthalmol. 2002;34: 119–130.
- 6. Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immer-

sion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. 2000;238: 765–773.

- Vogel A, Dick HB, Krummenauer F. Reproducibility of optical biometry using partial coherence interferometry : intraobserver and interobserver reliability. J Cataract Refract Surg. 2001;27: 1961–1968.
- Dietlein TS, Roessler G, Lüke C, Dinslage S, Roters S, Jacobi PC, et al. Signal quality of biometry in silicone oil-filled eyes using partial coherence laser interferometry. J Cataract Refract Surg. 2005;31: 1006–1010.
- Lee AC, Qazi MA, Pepose JS. Biometry and intraocular lens power calculation. Current Opinion in Ophthalmology. 2008. pp. 13–17. doi:10.1097/icu.0b013e3282f1c5ad
- Tehrani M, Krummenauer F, Blom E, Dick HB. Evaluation of the practicality of optical biometry and applanation ultrasound in 253 eyes. J Cataract Refract Surg. 2003;29: 741–746.
- Buckhurst PJ, Wolffsohn JS, Shah S, Naroo SA, Davies LN, Berrow EJ. A new optical low coherence reflectometry device for ocular biometry in cataract patients. Br J Ophthalmol. 2009;93: 949–953.
- Rohrer K, Frueh BE, Wälti R, Clemetson IA, Tappeiner C, Goldblum D. Comparison and evaluation of ocular biometry using a new noncontact optical low-coherence reflectometer. Ophthalmology. 2009;116: 2087–2092.
- Grulkowski I, Liu JJ, Zhang JY, Potsaid B, Jayaraman V, Cable AE, et al. Reproducibility of a long-range swept-source optical coherence tomography ocular biometry system and comparison with clinical biometers. Ophthalmology. 2013;120: 2184–2190.
- Huang J, McAlinden C, Huang Y, Wen D, Savini G, Tu R, et al. Meta-analysis of optical low-coherence reflectometry versus partial coherence interferometry biometry. Scientific Reports. 2017. doi:10.1038/srep43414
- Grajciar B, Pircher M, Hitzenberger CK, Findl O, Fercher AF. High sensitive measurement of the human axial eye length in vivo with Fourier domain low coherence interferometry. Opt Express. 2008;16: 2405–2414.
- Srivannaboon S, Chirapapaisan C, Chonpimai P, Loket S. Clinical comparison of a new swept-source optical coherence tomography-based optical biometer and a time-domain optical coherence tomography-based optical biometer. J Cataract Refract Surg. 2015;41: 2224–2232.
- Shammas HJ, Ortiz S, Shammas MC, Kim SH, Chong C. Biometry measurements using a new large-coherence–length swept-source optical coherence tomographer. J Cataract Refract Surg. 2016;42: 50–61.
- Kurian M, Negalur N, Das S, Puttaiah NK, Haria D, J TS, et al. Biometry with a new swept-source optical coherence tomography biometer: Repeatability and agreement with an optical low-coherence reflectometry device. J Cataract Refract Surg. 2016;42: 577–581.
- Huang J, Chen H, Li Y, Chen Z, Gao R, Yu J, et al. Comprehensive Comparison of Axial Length Measurement With Three Swept-Source OCT-Based Biometers and Partial Coherence Interferometry. J Refract Surg. 2019;35: 115–120.

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

A BIOMICROSCOPIA ULTRASSÓNICA (UBM) Nos glaucomas por encerramento primário de ângulo e nas neoformações do segmento anterior

Helena Prior Filipe^{1,2,3}, e Maria Sara Patrício⁴

¹ Hospital das Forças Armadas, Polo Lisboa-EMGFA. Serviço de Oftalmologia

² Hospital SAMS, Lisboa. Unidade de Oftalmologia

³ ALM-Oftalmolaser, Lisboa

⁴ Centro Hospitalar Lisboa Ocidental - Hospital de Egas Moniz

INTRODUÇÃO

A Biomicroscopia Ultrassónica (UBM) permite a aquisição de imagens tomográficas de elevada resolução das estruturas do segmento anterior recorrendo às propriedades dos ultrassons.

Relativamente à biomicroscopia ótica, a UBM permite examinar a conjuntiva bulbar, córnea e esclera anterior; a câmara anterior, as estruturas constituintes do ângulo da câmara anterior (ACA), a face posterior da íris, o sulco irido-ciliar, o corpo ciliar, a zónula, o aspeto anterior do cristalino e a câmara posterior; a ora serrata e o vítreo anterior. A UBM revela informação útil na presença de meios óticos menos transparentes.

A UBM poderá ser particularmente útil no diagnóstico etiopatogénico do glaucoma por encerramento do ângulo, na avaliação dos resultados da terapêutica cirúrgica do glaucoma de ângulo aberto, na identificação de bloqueio reverso no glaucoma pigmentar; na caracterização, e acompanhamento de patologia, traumática ou não, do segmento anterior e o resultado do tratamento cirúrgico, em situações de avaliação pré e pós cirurgia refrativa e na caracterização e acompanhamento de neoformações do segmento anterior. A UBM permite também estudar os efeitos da acomodação, da intensidade de iluminação, da idade e de colírios com influência na variação do diâmetro pupilar.

Dada a frequência clínica de referenciação, selecionámos sintetizar duas situações clínicas em que a informação oferecida pela UBM poderá ser crucial no sucesso da gestão terapêutica: a) investigar a etiopatogenia do glaucoma por encerramento primário do ACA e b) caraterizar e acompanhar a evolução clínica de neoformações do segmento anterior.

ILUSTRANDO EM GLAUCOMA

A gonioscopia dinâmica com indentação permanece

ainda como o exame de referência para a caracterização do ACA. Não sendo substituível, poderá ser, contudo, complementada por exames de imagiologia.

A UBM permite uma avaliação qualitativa e quantitativa personalizada das estruturas componentes do ACA. Relativamente à caracterização quantitativa investigase ainda o melhor biomarcador que ancore o rastreio e o prognóstico para o encerramento do ACA de forma subaguda, crónica ou aguda. O software semiautomático disponibilizado pelos equipamentos atuais permite a apreciação quantitativa direta e o cálculo de biomarcadores. A génese destes está na variabilidade da configuração da íris, da sua inserção e do posicionamento do corpo ciliar, inviabilizando a generalização de conclusões com base apenas na medição da amplitude do ângulo da câmara anterior. Tem vindo a ser desenvolvida investigação na procura do biomarcador mais fidedigno na predição da probabilidade de encerramento do ângulo, contudo, ainda sem uma resposta unânime. A apreciação qualitativa e quantitativa dos ecogramas por UBM integrada na evolução clínica informada também por outros exames complementares com a correspondente gestão terapêutica customizada continua ainda a ser o procedimento clínico mais seguro. Os biomarcadores calculados com base na identificação do esporão escleral podem ser traduzidos por medidas lineares como por exemplo a espessura da íris (IT) e a distância da abertura angular (AOD), ou de área como por exemplo a área de superfície trabeculo- íris (TISA).

Os mecanismos de encerramento primário do ACA são múltiplos podendo sumariamente dividir-se em mecanismos 1) <u>pupilares</u>, nos quais se insere o **bloqueio pupilar primário** e a estrutura implicada é a íris (Figura 2 a) e 2) <u>não pupilares</u> que por sua vez podem ser a nível lenticular como é o caso do glaucoma **facomórfico** (Figura 2b); b) justa lenticular, nomeadamente a antero-posição



Fig. 1a, b. Os ecogramas adquiridos por UBM mostram diversos biomarcadores diretos como a profundidade da câmara anterior (C1) e a espessura do cristalino (C2). Os outros biomarcadores representados são calculados com base na identificação e marcação do esporão escleral em incidência axial horizontal (seta laranja). O cálculo pode ser feito com base numa distância de 500 ou 750 micrometros de distância conforme nas imagens. Após a seleção do biomarcador a calcular, e marcação do ponto correspondente ao esporão escleral o equipamento faculta a geometria a adaptar pelo observador à imagem obtida, sendo então os valores disponibilizados de forma automática. IT: Iris thickness, AOD: Angle opening distance, TISA: Trabecular-iris space area, TIA: Trabecular-iris angle, ARA: Angle recess area, LV: Lens vault

do corpo ciliar responsável pela configuração da **íris em planalto** (Figura 2c); e c) retrolenticular traduzido pela **expansão cilio-coróideia**. (Figura 2d). Podem simultaneamente estar presentes múltiplos mecanismos e serem identificados sinais ultrassonográficos sugestivos das suas topografias em diferentes quadrantes do mesmo globo ocular ou no globo adelfo. A identificação do mecanismo etiopatogénico para a propensão do encerramento angular informa a personalização da gestão clínica atempada e direcionada ao mecanismo subjacente. Na apreciação dos ecogramas é relevante estimar o impacto da dinâmica da íris e fluido coroideu sobre a amplitude do ACA como por exemplo sob o efeito do estímulo luminoso, farmacológico e do envelhecimento.

A UBM mostrou também ser útil em glaucoma de ângulo aberto como por exemplo na caracterização das ampolas de filtração, na localização de dispositivos de filtração, na identificação de bloqueio reverso em contexto de glaucoma pigmentar e até no reconhecimento de deposição



Fig. 2. Ecogramas mostrando aspetos morfológicos sugestivos de configuração de a) bloqueio pupilar primário: íris convexa anterior, contato próximo e focal do bordo pupilar com a cristaloideia anterior, câmara anterior pouco ampla e câmara posterior ampla; b) componente facomórfico: câmara anterior de profundidade reduzida, iris plana acompanhando a cristaloideia anterior em "Monte Vesúvio", câmara posterior de profundidade muito reduzida, distância do plano esporão-esporão ao ápex anterior do cristalino (vault) elevado, corpo ciliar em rotação antero-externa ; c) câmara anterior ampla, íris em planalto: iris plana com pagamento do sulco irido-ciliar, vault muito reduzido; d) expansão cilio-coróideia: edema cilio-coróideu determinando apagamento do sulco irido-ciliar e encerramento angular

de material de fibrilhar em contexto de glaucoma ou síndrome pseudoesfoliativo.

■ ILUSTRANDO EM NEOFORMAÇÕES DO SEGMENTO ANTERIOR

Ao permitir definir as dimensões com reconstrução tridimensional, avaliar a ecostrutura, localização e relações topográficas, a UBM informa de forma significativa a clínica das neoformações do segmento anterior. Este exame imagiológico permite caracterizar com relativa precisão e acompanhar cronologicamente a evolução de lesões sólidas ou císticas, sejam de diminuta dimensão ou extensas e de difícil delimitação dos tecidos circunjacentes, sejam retro-iridianas ou encobertas por opacidade dos meios óticos. A UBM mostra-se especialmente relevante na caracterização das neoformações do ou com compromisso do corpo ciliar.

Enumeramos em seguida sinais ultrassonográficos sugestivos de benignidade e sinais sugerindo malignidade.

Sinais de Benignidade

Sinais ecográficos que sugerem benignidade de uma lesão sólida são: a) a sua boa delimitação das estruturas vizinhas, b) a manutenção da ecostrutura do tecido circundante, c) a manutenção das linhas hiperecogénicas anterior e posterior da íris, d) a presença de refletividade interna homogénea, e) a ausência documentada de crescimento.

Sinais de Malignidade

Sinais ecográficos sugerindo atipia são a) a má delimitação das margens da lesão, b) a alteração da refletividade interna, c) uma ecoestrutura heterogénea, d) a irregularidade da reflexão das linhas iridianas hiper-reflectivas anterior e posterior, e) a irregularidade da superfície lesional f) o crescimento documentado, f) a invasão e ou infiltração dos tecidos circunvizinhos, g) a elevada refletividade anterior com atenuação posterior, h) a perda da ecoestrutura habitual, i) a presença de lesões satélites, j) a presença de projeções tumorais na superfície lesional, l) sinais de vascularização proeminente, m) o descolamento seroso da retina associado, n) a catarata focal ou sectorial, o) a deformação do bordo pupilar, e p) a hipertensão ocular associada.

Técnica

Sintetizaremos em seguida alguns dos aspetos que nos parecem fundamentais para adquirir imagens informativas que possam contribuir de forma significativa para uma gestão clínica eficaz.

UBM realiza-se com uma sonda munida de um transdutor de 35 ou 50 MHz que geralmente permite uma resolução máxima de 50 μ m e avaliar estruturas do globo ocular até uma profundidade de 5 mm.

Estando o foco do exame nas estruturas mais anteriores do globo ocular e dada a sua proximidade com a sonda, torna-se imperativo criar um espaço entre as mesmas para permitir a viagem do feixe ultrassónico até aos tecidos de cuja interação resultará um feixe refletor. Como os



Fig. 3 A sobreposição do vetor A sobre a lesão sólida daíris mostra a manutenção das duas linhas hiperecogenicas anterior e posterior marcadas pelas deflexões mais elevadas que delimitam a lesão com refletividade relativamente homogénea como mostrado pela altura semelhante das deflexões. Devem ser documentadas as dimensões em b) incidência transversa e c) longitudinal para acompanhamento clínico. Não são aparentes sinais ecográficos sugestivos de atipia.

ultrassons não se propagam no ar mas sim em meio líquido, é necessária a interposição de um meio líquido entre a sonda e a superfície biológica a caracterizar. Existem duas formas para criar este espaço líquido na prática. Poderemos usar o ClearScan[®] que consiste num dispositivo sacular maleável a preencher com soro fisiológico. Porém, se o transdutor não estiver protegido, o ClearScan[®] deverá ser preenchido com água destilada para evitar a deposição de sais na sua superfície e a sua deterioração. Podemos também usar e preencher com meio líquido um copo ou concha em acrílico ou silicone, próprios para manter a fenda palpebral aberta e sob imersão durante o exame. Neste último caso usar um gel hidratante da superfície ocular desenhando o bordo interno do copo em contato com a superfície ocular não só a protege como contribui para a estanquicidade durante o exame. A utilização do ClearScan® evita a posição supina e torna-se uma alternativa na realização de UBM em crianças e ou se



Fig. 4a.b. A grande dimensão que excede a janela de observação do equipamento, os limites difusos com os tecidos circunjacentes, e a perda da configuração habitual digitiforme dos processos ciliares são sinais ecográficos sugestivos de atipia.

pretende um exame muito focalizado. O seu contato direto com o globo pode determinar indentação e distorção na morfologia, topografia e dimensões das estruturas oculares do segmento anterior. Ao permitir obter imagens sem indentação, adquiríveis exclusivamente em posição supina, o copo ou concha facultam ecogramas sem ou bastante menor distorção com uma avaliação quantitativa mais fiável, aspeto significativo por exemplo na avaliação dos quadros do espectro clínico do glaucoma por encerramento do ângulo.

O contacto com o globo obriga a anestesia tópica, pode induzir algum desconforto e ansiedade, produzir artefactos e distorção por indentação, erosão corneana e infeção.

Para maximizar as informações extraíveis dum ecograma adquirido por UBM são necessários um observador treinado aliado à confiança e colaboração do doente, a ausência de ferida recente da superfície ocular, a desinfeção do equipamento e descartáveis, anestesia tópica e uma boa correspondência estimada da localização da imagem tomográfica de acordo com o posicionamento da sonda que deverá ser perpendicular à estrutura ocular em exame.

Tecnologia

Pavlin, Sherar e Foster desenvolveram a tecnologia subjacente à UBM nos anos 90, com base na incorporação

de transdutores de elevada frequência (35-50 MHz) numa sonda Modo-B. Estas sondas emitem um feixe de ultrassons com comprimento de onda inferior que consequentemente sofre, na sua viagem através dos tecidos, uma maior absorção (menor penetração tecidual) e assim permitem adquirir imagens tomográficas de elevada resolução do segmento anterior do globo ocular.

Os ecogramas Modo-**B** consistem numa composição de uma serie de imagens Modo-**A** ou **a**mplitude e a sua subsequente reconstrução sob forma bidimensional. Quanto mais intenso for o sinal de reflexão dos ultrassons pelos tecidos, mais elevada será a deflexão produzida em Modo-**A** e que se traduz num aumento de **b**rilho em Modo-**B**, assim designado também pela **b**idimensionalidade que permite apreciar.

As sondas de alta resolução atuais permitem uma abrangência transversal sulco-sulco sendo úteis para uma caracterização quantitativa e visualização tomográfica panorâmica das estruturas do segmento anterior mais fidedigna que no passado.



Fig. 5 - UBM Paradigm Medical Industries, Salt Lake City, UT® fazendo uso de sondas de 50MHz que permitem uma resolução transversal de 50 micra e uma penetrância tecidual de 4-5 mm. Apesar da elevada resolução das imagens, para uma avaliação sulco-sulco era necessário recorrer a uma composição de ecogramas. O braço articulado não permitia uma flexibilidade de movimento como as sondas atuais.

CONCLUSÃO

A UBM baseia-se nas propriedades dos ultrassons emitidos sob forma de feixe de alta frequência, permitindo adquirir imagens tomográficas de elevada resolução das estruturas oculares do segmento anterior. A UBM faculta a análise topográfica qualitativa e quantitativa destas estruturas e mostra aplicabilidade em diversas situações clínicas das quais salientámos a investigação do mecanismo etiopatogénico do glaucoma por encerramento primário ângular e a caracterização e acompanhamento seriado das neoformações sólidas do segmento anterior.

BIBLIOGRAFIA

 Helena Prior Filipe e Maria Sara Patrício. Atlas de Biomicroscopia Ultrassónica. UBM. Criações Digitais. Théa Portugal. Publicações SPO. 2018, disponível em <u>https://thea.pt/sites/default/files/</u> <u>documentos/atlas_de_biomicrospia_ultrassonica_ubm_web_</u> <u>low_0.pdf</u> Acesso mais recente em Novembro de 2020 MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

7 ELECTROFISIOLOGIA E TESTES PSICOFÍSICOS

ELETROMIOGRAFIA

Renato Santos Silva Centro Hospitalar Universitário São João Faculdade de Medicina da Universidade do Porto

A eletromiografia permite identificar e estudar a atividade elétrica das fibras muscular, inserindo, lentamente, uma agulha com um elétrodo ao longo de várias regiões musculares e registando a atividade elétrica em repouso e com movimentos voluntários.

Apesar de ser um exame desconfortável para o doente é, na generalidade dos casos, bem tolerado. Entre as possíveis complicações contam-se:

- Hemorragias ou hematomas, principalmente em pacientes anticoagulados ou em zonas com vasculatura proeminente,
- Infeção, devendo ser evitado o exame se existir infeção ativa em tecidos adjacentes aos músculos a testar,
- Dor, podendo ser utilizadas técnicas de interação com o paciente tais com distração, empatia, assim como o estabelecimento de uma relação de confiança para melhorar a sua tolerância.

Em oftalmologia, a utilização primordial da eletromiografia tem como objetivo a identificação de músculos extraoculares (MEO) no tratamento farmacológico de estrabismo. Nestes casos o procedimento é efetuado com o doente acordado, consciente, utilizando anestesia tópica. Após a aplicação da anestesia tópica, é colocado um blefarostato para manter o olho aberto. Pedindo ao doente para olhar na direção do campo de ação do músculo a injetar para ativar as unidades motoras. Em seguida, é inserida uma agulha com elétrodo até à área da junção neuromuscular (cerca de 2.5cm atrás da inserção) altura em que a atividade elétrica registada pelo elétrodo indica que a ponta da agulha está no músculo. Nessa altura pode ser injetado o fármaco desejado.

O interesse da eletromiografia no diagnóstico etiológico da generalidade das alterações oculomotoras é muito reduzido. Poderá ter interesse em patologias neuromusculares diferenciando causas neurogénicas de causas miogénicas para a alteração do funcionamento de algum ou vários MEO.

Na interpretação da eletromiografia dever-se-á ter em conta a atividade em 3 fases distintas: na inserção do elétrodo, associada a atividade espontânea e associada a atividade voluntária. A forma, recrutamento, estabilidade, frequência, duração e amplitude das ondas permite a localização da alteração entre neurónio motor inferior, nervo periférico, junção neuromuscular e doença muscular com grande sensibilidade e especificidade, podendo sugerir (mas de forma não patognomónica) algumas patologias. As patologias oculomotoras em que a eletromiografia tem maior sensibilidade diagnóstica, são a miosite, distrofias musculares e lesão nervosas periféricas. Em estrabismos paralíticos, a eletromiografia dos MEO tem um alto valor diagnóstico, podendo também ter algum interesse clinico na avaliação de pacientes com suspeita de Síndrome de Duane. A eletromiografia dos MEO não provou ter grande valor em casos de miastenia, ao contrário do que acontece em músculos esqueléticos.

BIBLIOGRAFIA

- Daube JR, Rubin DI. Needle electromyography. Muscle Nerve. 2009;39(2):244-270.
- 2. Galldiks N, Haupt WF. Diagnostic value of the electromyography of the extraocular muscles. Clin Neurophysiol. 2008;119(12):2785-2788.
- 3. Rubin DI. Needle electromyography: basic concepts and patterns of abnormalities. Neurol Clin. 2012;30(2):429-456.
- Scott AB. Botulinum toxin injection into extraocular muscles as an alternative to strabismus surgery. J Pediatr Ophthalmol Strabismus. 1980;17(1):21-25.
- 5. Patel RC, Shahani M. Electromyography of extraocular muscles (EOM). Indian J Ophthalmol. 1973;21(1):2-4.
- 6. Jampolsky A. What can electromyography do for the ophthalmologist? Invest Ophthalmol. 1970;9(8):570-599.
- 7. Tamler E, Jampolsky A, Marg E. Electromyography in strabismus. Calif Med. 1959;90(6):437-439.
- 8. Marg E, Jampolsky A, Tamler E. Elements of human extraocular electromyography. AMA Arch Ophthalmol. 1959;61(2):258-269.
- Strachan IM, Brown BH. Electromyography of extraocular muscles in Duane's syndrome. The British journal of ophthalmology. 1972;56(8):594-599.
- Scott AB, Wong GY. Duane's syndrome. An electromyographic study. Archives of ophthalmology (Chicago, Ill : 1960). 1972;87(2):140-147.

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA
ELETRO-OCULOGRAMA

Rodrigo Vilares Morgado e Renato Santos-Silva Centro Hospitalar Universitário São João

PRINCÍPIOS ELETROFISIOLÓGICOS

O Eletro-oculograma (EOG) é um teste eletrofisiológico no qual é medida a diferença de potencial elétrico entre o polo anterior e o polo posterior do globo ocular. Esta diferença é também denominada de potencial permanente do globo ocular ou potencial fundocorneano, visto que persiste por longos períodos de tempo num olho isolado, em condições de luminosidade estáveis. Foi demonstrado que o epitélio pigmentado da retina (EPR) é responsável por gerar esta corrente elétrica, devido ao seu potencial transepitelial, isto é, à diferença no potencial de membrana das suas membranas basolateral e apical, o qual se deve às tight junctions presentes ao longo da monocamada hexagonal do EPR que isolam eletricamente as suas duas superfícies celulares. A diferença de potencial transepitelial gera uma corrente elétrica que pode ser decomposta formalmente em três vetores (um vetor paralelo ao eixo visual, um vetor horizontal e um vetor vertical). Contudo, como o EPR se estende ao longo da curvatura hemisférica do globo ocular, os vetores nãoradiais acabam por se anular (os vetores temporais do EPR nasal irão ser anulados pelos vetores nasais do EPR temporal, por exemplo), persistindo um vetor global que corresponde à soma espacial dos vários vetores paralelos ao eixo visual, responsáveis por criar um duplo polo elétrico no globo ocular, com um polo positivo na córnea e um polo negativo no fundo ocular, com uma corrente elétrica orientada de acordo com o eixo visual. Assim, colocando dois elétrodos nos cantos medial e lateral do olho, um correspondendo ao polo positivo e outro correspondendo ao polo negativo, à medida que o olho se move, a voltagem detectada nestes elétrodos irá variar com o ângulo de rotação do olho, aumentando quando o eixo visual se aproxima do elétrodo correspondente ao polo positivo e diminuindo quando o eixo visual se aproxima do elétrodo correspondente ao polo negativo. Desta forma, a magnitude da voltagem diferencial gerada por movimentos oculares constantes e repetidos no tempo pode ser usada para medir a magnitude da corrente elétrica produzida pelo EPR, o potencial transepitelial. No entanto, este potencial também é afetado por variação da intensidade da luz ambiente. De facto, uma pequena redução da intensidade luminosa provoca uma diminuição do potencial transepitelial e do potencial permanente do globo ocular e o oposto ocorre com um aumento da intensidade da luz ambiente. O valor mínimo de potencial permanente do olho atingindo em condições de escuridão total é apelidado de *dark through* (DT) e o valor máximo atingido em condições de luminância total é denominado *light peak* (LP). Quando presentes numa magnitude e latência apropriadas, representam uma resposta adaptativa adequada da interface retina neuro-sensorial/EPR à luminosidade local.

Existem dois testes eletrofisiológicos que têm por base a medição do potencial permanente do globo ocular. O EOG avalia a resposta do EPR a alterações da luminosidade local como forma de medir a função da interface retina externa/ EPR. É dividido num período de 15 minutos de adaptação à escuridão total seguido por um período de 15 minutos de adaptação a um ambiente fotópico. Já as oscilações rápidas representam um procedimento distinto, em que se avalia o potencial do globo ocular durante períodos de 1 minuto alternados de condições escotópicas e fotópicas. As alterações no potencial do globo ocular têm por base diferentes mecanismos fisiológicos nos dois exames.

MECANISMOS CELULARES

Durante o período de adaptação à escuridão, ocorre uma diminuição do potencial permanente do olho, sendo atingido um valor mínimo ao fim de 10 a 15 min, o dark through. Com o aumento súbito e sustentado da luminosidade ambiente, surge um aumento do potencial transepitelial do EPR, o qual é observável no EOG. A estimulação luminosa da retina neuro-sensorial leva à libertação de um segundo mensageiro que se vai ligar a recetores na superfície apical das células do EPR, condicionando um aumento da concentração intracelular de cálcio (Ca²⁺) nas células do EPR, o qual é libertado do retículo endoplasmático (RE). Este processo depende da ligação da bestrofina, uma proteína do RE, aos canais de Ca²⁺ do tipo L, presentes na membrana basolateral do EPR. A entrada de Ca2+ para as células do EPR vai condicionar a abertura de canais de Cloro (Cl⁻) dependentes de ligação ao Ca2+, presentes na superfície basolateral da célula, os quais vão permitir a saída de Cl-, levando à despolarização da membrana basolateral e aumentando a diferença de potencial entre as duas superfícies da célula do EPR. Assim, ocorre aumento do potencial transepitelial e, indiretamente, do potencial permanente do globo ocular. Este aumento atinge um valor máximo aos 7-12 minutos, o *light peak*. Com a diminuição da estimulação luminosa dos fotorrecetores, cessa a libertação deste segundo mensageiro, diminui a condutância ao Cl- da membrana basolateral das células do EPR e diminui o potencial transepitelial.

As oscilações rápidas têm por base um mecanismo fisiológico distinto. Quando os fotorrecetores são estimulados durante curtos períodos de tempo, não ocorre libertação deste segundo mensageiro. Cessam as correntes de escuro (dark current), diminuindo a entrada de Sódio (Na⁺) para o segmento externo dos fotorrecetores, assim como a saída compensatória de Potássio (K⁺) para o espaço sub-retiniano. A concentração de K⁺ neste espaço é um importante determinante do potencial elétrico da membrana apical das células do EPR, porque uma diminuição do K⁺ neste espaço provoca abertura de canais de K⁺ apicais, com saída de K+, hiperpolarização da membrana apical das células do EPR e aumento do potencial transepitelial (este aumento corresponde à onda c do Eletrorretinograma (ERG)). Contudo, a diminuição da concentração de K⁺ intracelular leva posteriormente ao encerramento de canais de Cl- da superfície basolateral, com hiperpolarização sequencial desta membrana e diminuição do potencial transepitelial. É este fenómeno que é avaliado nas oscilações rápidas, surgindo 30-45 segundos após aumento súbito da luminosidade ambiente. Com a transição para a escuridão total, todo este processo se reverte, voltando a diminuir o potencial transepitelial ao fim de 30-45s. Se, todavia, o indivíduo for exposto a um aumento súbito mas sustentado da luminosidade local, passaria a predominar o efeito do segundo mensageiro libertado pelos fotorreceptores estimulados, com aumento contínuo do potencial transepitelial até ser atingido o *light peak*.

PROCEDIMENTO TÉCNICO ADEQUADO

Para se realizar corretamente um EOG, as pupilas do doente devem estar previamente dilatadas, já que a quantidade de luz que atinge a retina corresponde ao produto da luminância ambiente pela área pupilar. Assim, variações do diâmetro pupilar durante o exame iriam afetar os resultados e comprometer a sua interpretação, ao afetar a resposta da interface retina/EPR.

O doente deverá permanecer num ambiente fechado com luminância estável durante 30 minutos, antes de ser realizado o exame. Devem ser evitados fortes estímulos luminosos sobre o doente no período que antecede o exame, nomeadamente sob a forma de exames de imagem para avaliação da retina (avaliação na lâmpada de fenda, angiografia fluoresceínica, retinografia, entre outros). Quatro elétrodos devem ser colocados nos cantos de cada olho, com um quinto elétrodo referência (elétrodo terra) colocado na testa do doente.

Assim que o exame se inicia, o doente deverá permanecer imóvel, com a sua cabeça estabilizada, movendo apenas os seus olhos horizontalmente com movimentos sacádicos, entre duas luzes de fixação localizadas 15° à esquerda e 15° à direita do ponto central de fixação do doente em posição primária. Estes movimentos entre as duas luzes devem ser previamente explicados pelo médico, podendo ser encorajado algum treino do doente antes do exame se iniciar, de forma a diminuir movimentos errados durante o teste que comprometam a sua interpretação. As luzes de fixação devem ser visíveis quer na fase fotópica, quer na fase de escotópica do exame, embora com luminâncias ajustadas à luminosidade global do ambiente do exame. O doente deve alternar entre as luzes de fixação a cada segundo, durante 10 segundos, a cada minuto, permanecendo 15 minutos em condições de escuridão total (em que apenas as luzes de fixação são visíveis) e 15 minutos em condições de elevada luminância, num total de 30 minutos de exame.

Por fim, deve ser reportado o índice LP:DT, a amplitude do DT e do LP e o tempo que decorreu até surgir o LP (se este estiver presente). Deve também ser apresentado o diâmetro pupilar do doente, o tipo de luz utilizada e a luminância em que o doente se encontrou, assim como quais dificuldades técnicas que possam ter surgido, nomeadamente má compliance do doente ou movimentos oculares inconsistentes (por exemplo, provocados por nistagmo ou diplopia do doente).

APLICAÇÃO CLÍNICA

A medição do potencial permanente do globo ocular com elétrodos cutâneos colocados nos cantos interno e externo de cada olho, enquanto ocorrem movimentos sacádicos repetidos e em condições de luminosidade estáveis permite avaliar a integridade da interface retina-neurosensorial/ EPR. Contudo, deverá ocorrer uma resposta adaptativa desta interface à alteração das condições de luminosidade ambiente, a qual também conseguimos avaliar com a medição do potencial permanente do globo ocular. Desta forma, devemos avaliar a amplitude do LP, o tempo que decorre desde o início da estimulação luminosa até este pico ser atingido e a amplitude do DT (ambas medidas em μ v). A avaliação destes parâmetros irá permitir calcular o índice LP:DT (previamente conhecido como índice de Arden). Este índice reflete a função do EPR, sendo considerado normal quando ≥1.80, anormal quando se encontra entre 1.65 e 1.80 e significativamente anormal quando <1.65. Encontra-se alterado em certas retinopatias adquiridas e distrofias hereditárias da retina que cursem com disfunção bastonete ou atrofia corio-retiniana.

Na maior parte destas entidades, as alterações do EOG são proporcionais às alterações da função bastonete no ERG e não adicionam informação diagnóstica fundamental ao restante exame morfofisiológico da retina (com outros como o ERG, retinografia, angiografia, OCT, entre outros). Contudo, em doenças com alteração do gene da bestrofina (BEST1) – como a Distrofia Macular Viteliforme de Best (Doença de Best) – o ERG é geralmente normal, apesar do índice LP:DT ser significativamente anormal por diminuição ou mesmo ausência do aumento do potencial transepitelial com o aumento da luminância local. Esta alteração eletrofisiológica permite distinguir esta entidade clínica de outras distrofias retinianas autossómicas dominantes com aparência fundoscópica similar, sendo muito importante para a sua confirmação diagnóstica. Já na Bestrofinopatia Autossómica Recessiva ou na Vitreocoriorretinopatia Autossómica Dominante (duas entidades que também surgem por mutações do gene BEST1), as alterações do ERG são muito ligeiras quando comparadas com o padrão significativamente anormal encontrado tipicamente no ERG.

O EOG é um exame sensível na deteção de certas retinopatias tóxicas, nomeadamente a retinopatia provocada pela deferoxamina (um quelante de ferro utilizado em hemocromatoses), a qual cursa com ausência da diminuição do potencial transepitelial com a adaptação ao escuro e ausência de um valor de *dark through*, podendo, contudo, ocorrer normalização do EOG após cessação da terapêutica. Noutras retinopatias tóxicas, como a retinopatia provocada pela cloroquina e hidroxicloroquina, o EOG tem menor valor diagnóstico, tendo uma sensibilidade e especificidade inferior ao OCT, ERG multifocal ou campos visuais. Já

na retinopatia associada ao uso de vigabatrina (um antiepiléptico), o EOG encontra-se mais frequentemente alterado que o ERG, correlacionando-se com a proporção destes doentes que apresenta defeitos dos campos visuais. Quando o fármaco é interrompido, os campos visuais muitas vezes revertem, apesar de permanecerem as alterações do EOG. Todavia, já foram reportados casos desta retinopatia em que o EOG não se encontrava alterado, pelo que não constitui um marcador diagnóstico infalível. Na retinopatia da didanosina (anti-retrovírico utilizado no controlo da infeção pelo VIH), o EOG pode ter uma ausência do light peak e diminuição significativa do índice LP:DT, apesar da presença de alterações apenas ligeiras do ERG. Por fim, na siderose ocular, a presença alterações do EOG indica doença grave com atingimento da retina externa e/ou do EPR por corpos estranhos metálicos intraoculares, com mau prognóstico visual.



Fig. 1 – Mecanismos celulares do EOG. É ilustrada uma teoria alternativa à da produção de uma substância pelos segmentos externos dos fotorrecetores quando estimulados pela luz, a qual se iria ligar a recetores na membrana apical do EPR, com aumento da concentração de Ca²⁺ intracelular. Nesta teoria alternativa, aqui representada, são os próprios fotões a condicionar produção de fosfatidil-inositol-trifosfato (IP3) a partir da membrana celular fosfolipídica apical do EPR. Este segundo mensageiro liga-se ao seu receptor, presente no retículo endoplasmático (IP3-R), e, após interação com a bestrofina do retículo endoplasmático (RE), leva à libertação de Ca²⁺ presente neste organelo, com aumento da concentração de Ca²⁺ intracelular, ativação de canais de Ct dependentes de Ca²⁺ (CaCl) na membrana basolateral, saída de Ct na porção basolateral da célula e aumento do potencial transepitelial e do potencial permanente do globo ocular. À medida que ocorre despolarização da membrana basolateral da célula, a condutância dos canais de Ca²⁺ do tipo L (L-Ca²⁺) presentes na membrana basolateral vai aumentando, devido à ação reguladora da bestrofina, que funciona como um sensor da concentração intracelular de Ca²⁺, permitindo assim entrada de Ca²⁺ para a célula e posteriormente para o RE via ATPase de Ca²⁺, de forma a repor as reservas de Ca²⁺ do organelo. A bestrofina também aumenta a entrada de iões de Ct⁻ para o retículo, de forma a manter um gradiente eletroquímico estável neste organelo. Assim, em ambas as teorias, apenas varia a forma como a estimulação luminosa leva ao aumento da concentração de cálcio intracelular, já que o resultado final é igual. O IP3 também se liga a um recetor da superfície apical das células do EPR, o recetor tirosina-cínase da membrana do epitélio pigmentado da retina (MERK), o qual integrará a via de fagocitose e metabolização dos segmentos externos degradados dos fotorreceptores. Imagem original adaptada de: Constable, P. A. (2014). "A perspective on the mechanism of the



Fig. 2 – Ilustração da corrente elétrica produzida pelos movimentos oculares horizontais sacádicos no EOG. A corrente é positiva quando os globos oculares se movem no sentido do elétrodo positivo e vice-versa. Imagem original, adaptada de Malmivuo, Jaakko & Plonsey, Robert. (1995). Bioelectromagnetism, Preface.

BIBLIOGRAFIA

- John R. Heckenlively and Geoffrey B. Arden "Principles and Practice of Clinical Electrophysiology of Vision" – Chapter 11 "Origin and Significance of the Electro-Oculogram", 2006
- Constable, Paul A et al. "ISCEV Standard for clinical electrooculography (2017 update)." *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology* vol. 134,1 (2017): 1-9.
- Constable, P. A. (2014). "A perspective on the mechanism of the light-rise of the electrooculogram." Invest Ophthalmol Vis Sci 55(4): 2669-2673.
- Neubauer, A S et al. "Detecting chloroquine retinopathy: electro-oculogram versus colour vision." *The British journal of* ophthalmology vol. 87,7 (2003): 902-8.
- Hidajat, R.R., McLay, J.L., Goode, D.H. *et al.* EOG as a monitor of desferrioxamine retinal toxicity. *Doc Ophthalmol* 109, 273–278 (2004).
- 6. Fernando, A., Anderson, O., Holder, G. *et al.* Didanosine-induced retinopathy in adults can be reversible. *Eye* **20**, 1435–1437 (2006).
- 7. https://eyewiki.aao.org/Siderosis
- Lopez, A., et al. (2017). "Development of a Computer Writing System Based on EOG." <u>Sensors (Basel)</u> 17(7).
- Pinckers, A., et al. (1996). "The EOG in Best's disease and dominant cystoid macular dystrophy (DCMD)." Ophthalmic Genet 17(3): 103-108.
- 10. https://eyewiki.aao.org/Electrooculogram

ELETRO-OCULOGRAMA DINÂMICO E Eletronistagmografia

Renato Santos Silva Centro Hospitalar Universitário São João Faculdade de Medicina da Universidade do Porto

Na eletronistagmografia ou eletro-oculograma (EOG) dinâmico é utilizada a diferença de potencial entre o polo anterior e o polo posterior do olho para avaliar os movimentos oculares e as suas características em situações tais como a capacidade de fixação, perseguição, avaliação das sacadas e comportamento optocinético.

Sabendo que, no olho, existe um potencial elétrico com carga positiva no polo anterior do olho e carga negativa no seu polo posterior é possível captar e medir a variação da diferença de potencial associada à movimentação de cada olho com elétrodos localizados em pontos específicos.

Para medir ao mesmo tempo os movimentos verticais e horizontais de cado olho de forma isolada é necessária a existência de 4 canais no aparelho de EOG. Em todos os casos é utilizado um elétrodo de referência (terra) que é colocado na linha média central. Em cada olho é utilizado um canal para avaliar o movimento horizontal colocando-se um elétrodo na pele no canto interno e outro no canto externo. Para avaliar o movimento vertical utiliza-se outro canal colocando um elétrodo acima e outro abaixo do olho. Colocando 2 canais em cada olho, são utilizados os 4 canais.

Se o aparelho utilizado não tiver 4 canais, poderão ser utilizadas configurações alternativas. Por exemplo, se existirem apenas 2 canais, poder-se-á optar por medir os movimentos horizontais e verticais apenas de 1 olho (colocando os 4 elétrodos ao redor do olho a avaliar), medir os movimentos horizontais de cada olho (elétrodos no canto interno e externo de cada olho) ou os movimentos verticais de cada olho (elétrodos acima e abaixo de cada olho) ou então avaliar os movimentos horizontais dos 2 olhos em conjunto com 2 elétrodos nos cantos externos dos 2 olho e os restantes 2 elétrodos acima e abaixo de um dos olhos para avaliar os movimentos verticais desse olho.

Por convenção, os elétrodos são colocados de tal forma que ao movimento ocular para a direita corresponde um desvio para cima no traçado que avalia a motilidade horizontal e que ao movimento ocular para cima corresponde um desvio para cima no traçado que avalia a motilidade vertical.

PROTOCOLO CLÍNICO

O EOG dinâmico, tal como utilizado na maior parte

dos protocolos oftalmológicos, é constituído por 2 fases importantes. Na primeira é avaliada a capacidade de fixação, a eventual existência de nistagmo não dependente de estimulação vestibular e a sua caracterização, primeiro em posição primária e depois 30° a 40° para a direita, para a esquerda, para cima e para baixo. Cada uma destas posições deve ser mantida pelo menos 30 segundo.

Na segunda fase caracterizam-se os movimentos oculares tais como sacadas, movimentos de perseguição e nistagmo optocinético. As sacadas são movimentos rápidos para fovealização precisa de alvos. Estes movimentos podem chegar a velocidades de 700°/seg. As sacadas têm uma elevada precisão sendo raros os movimentos exagerados (overshoot) em indivíduos normais. Já os movimentos incompletos (undershoot) são relativamente frequentes, sendo seguidos de movimentos mais lentos até à correta fovealização do alvo, mantendo-se uma fixação precisa após isto acontecer. Para esta fase são utilizados 2 pontos de fixação a cerca de 20° de distância que surgem alternadamente, pedindo-se ao paciente para fixar cada um deles. É depois avaliada a velocidade máxima da sacada, a precisão e a latência.

Os movimentos de perseguição acontecem quando se segue um alvo em movimento; são movimentos finos com uma velocidade semelhante à velocidade do alvo e que necessitam de integridade da fóvea e de várias vias corticais e subcorticais. É analisada, em cada direção, a velocidade do movimento ocular comparativamente com a do alvo.

O teste optocinético é uma variante do teste de perseguição em que o alvo é uma superfície em constante movimento, usualmente com barras projetadas num ecrã ou num tambor que roda. Quando o movimento de perseguição (fase lenta) termina é seguido de um movimento sacádico rápido (fase rápida) na direção contrária para encontrar um novo padrão. Este comportamento é pouco dependente da função foveal e das vias corticais, estando dependente das vias subcorticais. Na generalidade dos casos, a fase rápida é semelhante às sacadas e a fase lenta será semelhante ao que se encontra na avaliação das perseguições.

Quando utilizado no âmbito da avaliação da função vestibular, principalmente em investigações orientadas

por neurologia ou otorrinolaringologia, este exame contempla alguns passos adicionais e denomina-se eletronistagmografia. Entre esses passos adicionais estão a manobra de Dix-Hallpike, o teste posicional e a estimulação calórica

Na manobra de Dix-Hallpike o paciente está sentado com a cabeça rodada 45º para um dos lados. Com o observador a segurar a sua cabeça, o doente passa rapidamente para decúbito dorsal, mantendo a cabeça rodada e estendendo o pescoço em 20º para além da maca. Em casos de vertigem posicional paroxística benigna, quando se realiza esta manobra é originado um nistagmo que pode ter uma latência de 5 a 20 segundos e uma duração inferior a 60 segundos.

No teste posicional são avaliadas as características do nistagmo em pelo menos 4 posições da cabeça: sentado, deitado em decúbito dorsal, lateral direito e lateral esquerdo.

O teste de estimulação calórica é o mais importante na lateralização de uma lesão vestibular e na identificação de patologias do labirinto ou do nervo vestibular. Este teste é realizado em decúbito dorsal com a cabeça fletida em cerca de 30°. De seguida são efetuadas 4 irrigações, 2 em cada ouvido, com pelo menos 5 minutos de intervalo. Poderão ser utilizados 250ml de água a 30°C para a irrigação fria e a 44°C para a irrigação quente durante 30 segundos ou 8 litros de ar a 24°C para a irrigação fria e a 60° para a irrigação quente durante 60 segundos.

LIMITAÇÕES

O EOG dinâmico tem algumas limitações tais como a incapacidade de avaliar movimentos torsionais e sofrer interferências da atividade muscular e de ruido elétrico ambiental. Para além disso, o registo do movimento vertical é, com frequência, alterado pela existência de pestanejo. É também pouco sensível na avaliação de movimentos oculares muito pequenos, inferiores a 5º. Outra limitação é originada pela necessidade da existência de diferença de potencial entre o polo anterior e o polo posterior do olho, o que leva a que seja impossível efetuar o exame em doentes com disfunção generalizada da retina ou disfunção do epitélio pigmentar, como por exemplo, em indivíduos com retinopatia pigmentar avançada ou doença de Best. No entanto, é um método não invasivo, barato e simples de apreciar os movimentos ocular e fixação, sendo o único que o consegue fazer em situações em que os olhos permanecem fechados.

BIBLIOGRAFIA

- Santos JA. Manobra de Epley na vertigem posicional paroxística benigna: Resolver a uma velocidade vertiginosa. Rev Port Med Geral Fam. 2012;28(4):285-94.
- Gananca MM, Caovilla HH, Gananca FF. Electronystagmography versus videonystagmography. Braz J Otorhinolaryngol. 2010;76(3):399-403.

- Markley BA. Introduction to electronystagmography for END technologists. Am J Electroneurodiagnostic Technol. 2007;47(3):178-89.
- 4. Bhansali SA, Honrubia V. Current status of electronystagmography testing. Otolaryngol Head Neck Surg. 1999;120(3):419-26.
- 5. Farkashidy J. Electronystagmography: its clinical application. Can Med Assoc J. 1966;94(8):368-72.

POTENCIAIS EVOCADOS VISUAIS

Renato Santos Silva Centro Hospitalar Universitário São João. Faculdade de Medicina da Universidade do Porto

Potenciais evocados visuais (PEVs) representam a resposta do córtex visual, captada no couro cabeludo, a estímulos apresentados no campo visual. Os PEVs têm de ser extraídos da restante atividade cerebral não relacionada com os estímulos visuais, que é captada pelo eletroencefalograma (EEG).

Como os PEVs são menores do que a restante atividade cerebral, são necessárias múltiplas repetições do estímulo para que possa ser detetado, normalmente cerca de 100 aquisições. Desta forma obtêm-se 100 traçados em cada elétrodo. Nesses traçados, a resposta ao estímulo visual ocorrerá sempre na mesma altura, cerca de 100ms após o estímulo. A restante atividade cerebral não terá nenhuma relação com o estímulo visual o que faz com que, ao fazer a média de todos os traçados, a atividade cerebral não tenha nenhuma direção definida. Não tendo direção definida, a média dos sinais adquiridos relacionados com atividade cerebral tenderá para zero. Manter-se-á apenas uma resposta consistente, cerca de 100ms após o estímulo, que corresponde à resposta cortical relacionada com o estímulo visual apresentado.

Os PEVs avaliam a integridade funcional de todo o sistema visual, principalmente dos 10° centrais do campo visual. A área correspondente à mácula é ampliada a nível cortical e os 10° centrais correspondem a cerca de metade da área do córtex visual e esta área está também localizada na superfície cortical do polo occipital. O campo visual periférico, para além de ter uma menor área cortical correspondente, tem uma localização preferencial nas fissuras, pelo que o sinal captado no couro cabeludo será substancialmente menor. Assim, qualquer anomalia do sistema visual, principalmente da visão central, desde uma opacidade dos meios ópticos ou grande erro refrativo não corrigido, passando por alterações da via óptica desde a retina até ao córtex occipital, poderá provocar uma alteração dos PEVs.

TIPOS DE ESTÍMULOS VISUAIS

Para produzir uma resposta com intensidade suficiente para estimular os neurónios corticais é necessário utilizar estímulos luminosos intensos (PEV flash) ou então padrões que aparecem e desaparecem (PEV pattern appearance ou PEV pattern onset/offset) ou padrões alternantes (PEV pattern reversal). Estímulos luminosos simples (flashes) produzem uma resposta que na maioria das pessoas não é maior do que a atividade cerebral espontânea. Apenas com a aquisição de múltiplas respostas sincronizadas com o flash e fazendo uma média do sinal obtido utilizando meios eletrónicos foi possível visualizar corretamente um PEV flash.

Utilizando padrões que surgem e desaparecem subitamente ou padrões com alternância de contraste obtêm-se respostas maiores, mais simples e mais consistentes. São estes os estímulos mais frequentemente utilizados atualmente. A amplitude da resposta é muito dependente da capacidade de detetar nitidamente os limites e a transição de alto contraste entre os padrões. Por esse motivo, existe uma diminuição da amplitude da resposta para padrões mais pequenos quando existe uma visão desfocada ou pouco nítida, por exemplo, na existência de opacidade de meios ópticos ou erros refrativos significativos.

PROTOCOLOS CLÍNICOS MAIS COMUNS

O protocolo mais frequentemente utilizado consiste na utilização de padrões alternantes (PEV pattern reversal) por ter uma menor variabilidade interindividual do que o PEV pattern onset/offset ou PEV flash. No PEV pattern reversal é possível observar uma primeira onda negativa que acontece pelos 75ms (N75), uma onda positiva grande que se observa cerca dos 100ms (P100), seguindo-se uma onda negativa (N135) perto dos 135ms (figura 1). A maior amplitude da onda P100 é observada quando se apresentam os menores padrões que o indivíduo consegue ver com nitidez. Quando se ultrapassa este limite, existe uma diminuição abrupta da amplitude da onda P100, sendo este o princípio para a estimação da acuidade visual utilizando padrões com diversos tamanhos.

No PEV pattern onset/offset são utilizados padrões com alto contraste que surgem de e depois desaparecem para um fundo cinzento constante. A luminância média do ecrã do fundo cinzento e dos padrões em xadrez deve ser idêntica, para que apenas estejamos a medir a identificação dos limites dos padrões e não a resposta a estímulo luminoso. Neste protocolo, tipicamente observa-se uma onda positiva pelos 75ms (C1) seguida por uma onda negativa grande cerca dos 125ms (C2) e por uma onda positiva depois dos 150ms (C3)(Figura 2). Os PEV pattern onset/offset têm uma grande variabilidade





Fig. 1 – PEV pattern reversal típico

interindividual, não sendo possível identificar valores normativos para uma população. Assim não são uma primeira escolha na generalidade dos casos, mas como são menos alterados por má fixação, movimentos oculares ou desfocagem deliberada, são úteis na avaliação de pacientes com nistagmo, pouco colaborantes ou de potenciais simuladores.



Fig. 2 – PEV pattern onset/offset típico

O PEV flash consiste na estimulação do sistema visual com um flash de luz. Este é o protocolo mais básico que, por ter uma grande variabilidade interindividual e no mesmo individual em testes consecutivos, é o menos utilizado. Poderá ser, contudo, utilizado para comparação entre os 2 olhos do mesmo individuo no mesmo exame. Terá o seu lugar em casos que não colaborem para nenhum dos protocolos anteriores, quando existam patologias que impeçam o correto reconhecimento de padrões (opacidade severa dos meios ópticos, hemovítreo) ou quando se pretende avaliar apenas se existe ou não resposta cortical a um estímulo visual. A resposta típica consiste numa sequência de ondas negativas e positivas, que se iniciam após os 30ms (figura 3). A onda clinicamente mais importante é a P2 que acontece pelos 120ms.

EVOLUÇÃO DOS PEVS AO LONGO DA VIDA

Ao nascimento o sistema visual não está completamente desenvolvido. Pelas 5 semanas de vida é possível identificar

Fig. 3 – PEV flash típico

resposta no PEV, embora menos estruturada, com menor amplitude e maior tempo implícito. Até aos 5 anos de idade o PEV vai ficar mais estruturado, com ondas melhora definidas, com menor tempo implícito e maior amplitude. Após os 5 anos o PEV tem poucas mudanças até aos 55 anos. Depois dos 55 anos é comum existir aumento do tempo implícito e redução da amplitude, no entanto nesta fase da vida a variação interindividual é grande.

APLICAÇÕES DIAGNÓSTICAS DOS PEVS

Patologias desmielinizantes

A bainha de mielina que rodeia os axónios tem como função aumentar a velocidade com que os estímulos elétricos (potenciais de ação) se propagam. Quando existem anomalias nesta bainha, observa-se, tipicamente, diminuição da velocidade de propagação dos potenciais de ação repercutindo-se, no PEV pattern reversal, com um aumento do tempo implícito da onda P100.

A esclerose múltipla (EM) é a patologia desmielinizante mais frequente. Na fase aguda, quando existe nevrite óptica, constata-se uma diminuição da amplitude, com ligeiro aumento do tempo implícito da onda P100. Com o tempo a amplitude tipicamente recupera para valores normais ou próximo do normal, mas o tempo implícito mantém-se aumentado muitas vezes tornando-se maior do que o observado na fase aguda. A acuidade visual correlaciona-se mais com a amplitude da onda P100 do que com o tempo implícito.

Em doente com EM os PEVs podem ser utilizados com o intuito diagnóstico ou como forma de monitorizar a progressão da EM. Apesar dos PEVs serem menos sensíveis do que a ressonância magnética (RMN), a constatação do aumento do tempo implícito ajuda no diagnóstico diferencial entre desmielinização e doença microvascular com hiperintensidades em T2 na RMN. A repetição dos PEVs ao longo do tempo permite avaliar a progressão da doença. É frequente encontrar atraso da P100 alguns anos após o diagnóstico de EM, mesmo em olhos sem história clínica de nevrite óptica aguda. A avaliação longitudinal com PEVs de doentes tratados com fingolimod ou β -interferon está incorporada em modelos prognósticos que podem predizer incapacidade a longo prazo.



Fig. 4 – Nevrite óptica por EM no olho esquerdo. Note-se o aumento do tempo implícito da P100 e a diminuição da sua amplitude no OE comparativamente com o OD normal.

Patologias compressivas

Patologias compressivas, tais como tumores, diminuem e atrasam a P100. Os PEVs podem, nestes casos, servir para avaliar o compromisso da função visual provocada pela compressão.

Em crianças com neurofibromatose tipo 1 a avaliação seriada com PEVs pode ser útil para avaliar compromisso da função visual e, conjuntamente com RMN, a evolução do glioma quando não existe colaboração suficiente e fiável para a medição da acuidade visual.

Também na orbitopatia tiroideia, os PEVs são um bom método para avaliar a existência de compromisso da função do nervo óptico e monitorizar a resposta à terapêutica do ponto de vista funcional.

Quando a compressão acontece ao nível do quiasma, originando hemianopsia bitemporal, existe uma assimetria intercortical, com melhor resposta no córtex ipsilateral ao lado do defeito do campo visual, o que se denomina lateralização paradoxal.

Neuropatia óptica isquémica

Na neuropatia óptica isquémica tipicamente existe redução da amplitude da P100, podendo em alguns doentes coexistir ligeiro atraso, menor do que 10ms. O olho contralateral mantém-se com PEVs normais. A diminuição da amplitude da onda P100 correlaciona-se com a diminuição da acuidade visual.

Neuropatias ópticas tóxicas e nutricionais

É reconhecida a toxicidade para o nervo óptico associada a

diversos fármacos e a défices nutricionais. Na nossa prática clínica, o fármaco mais frequentemente associado a neuropatia óptica tóxica é o etambutol. Durante o tratamento com este fármaco é aconselhável a realização de uma avaliação oftalmológica detalhada, que inclua PEVs, a cada 2 meses e a manutenção da avaliação aos 3,6 e 12 meses após a sua suspensão. Os PEVs e o OCT são os testes que mais precocemente detetam neuropatia óptica associada ao etambutol.

A amiodarona é outro fármaco potencialmente associado a neuropatia óptica. Foi já descrita a diminuição da amplitude e aumento da latência da P100 em doentes medicados com amiodarona, mas parece duvidosa a importância clínica desta associação e não está até ao momento indicada a monitorização com PEVs de eventual toxicidade por este medicamento.

Muitos outros fármacos foram já associados a neuropatia óptica, tais como a vigabatrina, a isoniazida, várias antimetabolitos, o tabaco e o álcool, alguns antimicrobianos, o tamoxifeno ou o sildenafil. Nestes casos, os PEVs tipicamente mostram diminuição da amplitude, com tempo implícito conservado. Os PEVs poderão ser úteis para diagnosticar casos subclínicos ou iniciais ou então para diferenciar entre neuropatia óptica e doença desmielinizante.

Existem casos descrito de défice de vitaminas B6 (piridoxina), B12 (cobalamina) ou ácido fólico associados a neuropatias ópticas, sendo a apresentação nos PEVS semelhante à descrita para a neuropatias tóxicas.

Doença primárias das células ganglionares

A atrofia óptica dominante e a neuropatia óptica de Leber são as 2 mais comuns doenças primárias das células ganglionares. A neuropatia óptica hereditária de Leber apresenta-se como uma diminuição bilateral sequencial da acuidade visual associada a mutação do genoma mitocondrial. Os PEV apresentam-se com uma P100 atrasada e muito diminuída já na fase aguda, mesmo antes de se estabelecer a palidez do disco óptico. A diminuição e atraso da P100 mantêm-se constantes após o início dos sintomas.

A neuropatia óptica dominante surge, tipicamente, com uma diminuição progressiva e bilateral da acuidade visual associada a palidez do disco óptico, defeito ceco-central do campo visual e alteração da visão cromática. Nesta patologia, a onda P100 está frequentemente diminuída ou ausente, podendo também existir aumento do tempo implícito. No entanto, em casos de doença subclínica ou ligeira os PEVs poderão estar normais.

Albinismo

O albinismo é uma alteração da síntese da melanina que, do ponto de vista ocular, se manifesta com nistagmo, hipoplasia foveal, hipopigmentação do fundo-do-olho, transiluminação da íris e decussação anormal das fibras do nervo óptico no quiasma. Se não existirem outras alterações para além das oculares denomina-se albinismo ocular, contudo é mais frequente a apresentação oculocutânea em que às alterações oculares se associa a hipopigmentação da pele e cabelo.

Doente com albinismo têm decussação anormal das fibras do nervo óptico, passando, no quiasma óptico, a maior parte das fibras para o hemisfério contralateral. Por esse motivo, nos PEVs, a resposta no hemisfério contralateral ao olho estimulado é maior do que a obtida no hemisfério homolateral. Por ser menos influenciado pela deficiente fixação, a assimetria da latência no PEV pattern onset/ offset parece ser a alteração com melhor sensibilidade e especificidade na deteção da anormal decussação no albinismo. No entanto, em crianças com menor capacidade de colaboração, a assimetria da amplitude no PEV flash parece ser a mais fiável característica. Foi também demonstrado que existem alterações na via visual intracraniana ao longo da vida, com normalização do PEV flash ao longo do tempo, mas com maior assimetria intercortical no PEV pattern onset/offset. Apesar da sensibilidade e especificidade serem boas (cerca de 85%) é importante realçar a existência de falsos positivos e falsos negativos.



Fig. 5 – PEV pattern onset/offset de paciente com albinismo em que se observa que o tempo implícito C1, C2 e C3 é mais precoce no hemisfério contralateral ao olho estimulado.

BIBLIOGRAFIA

- Fahle M, Bach M. Origin of the Visual Evoked Potentials. In: Heckenlively JR, Arden GB, editors. Principles and practice of clinical electrophysiology of vision. 2nd ed. Cambridge, MA: MIT Press; 2006. p. 207-34.
- Creel D. Visually Evoked Potentials. 2012 Mar 1. In: Kolb H, Fernandez E, Nelson R, editors. Webvision: The Organization of the Retina and Visual System [Internet]. Salt Lake City (UT): University of Utah Health Sciences Center1995-.
- Odom JV, Bach M, Brigell M, Holder GE, McCulloch DL, Mizota A, et al. ISCEV standard for clinical visual evoked potentials: (2016 update). Documenta ophthalmologica Advances in ophthalmology. 2016;133(1):1-9.
- 4. Holder GE. Electrophysiological assessment of optic nerve disease. Eye (Lond). 2004;18(11):1133-43.
- 5. Atilla H, Tekeli O, Ornek K, Batioglu F, Elhan AH, Eryilmaz T. Pattern electroretinography and visual evoked potentials in optic

nerve diseases. J Clin Neurosci. 2006;13(1):55-9.

- Toosy AT, Mason DF, Miller DH. Optic neuritis. Lancet Neurol. 2014;13(1):83-99.
- Brecelj J. Visual electrophysiology in the clinical evaluation of optic neuritis, chiasmal tumours, achiasmia, and ocular albinism: an overview. Documenta ophthalmologica Advances in ophthalmology. 2014;129(2):71-84.
- Barton JL, Garber JY, Klistorner A, Barnett MH. The electrophysiological assessment of visual function in Multiple Sclerosis. Clin Neurophysiol Pract. 2019;4:90-6.
- Aprajita, Sharma G, Aggarwal S. Visual Evoked Potentials in Overt Hypothyroid Patients before and after Achievement of Euthyroidism. Indian J Endocrinol Metab. 2017;21(3):419-23.
- Jaiswal P, Saxena Y, Gupta R, Kaushik RM. Pattern Reversal Visual Evoked Potential and Cognitive Functions in Subclinical Hypothyroid Subjects. J Neurosci Rural Pract. 2016;7(Suppl 1):S46-S51.
- Nazliel B, Akbay E, Irkec C, Yetkin I, Ersoy R, Toruner F. Pattern visual evoked potential (PVEP) evaluation in hypothyroidism. J Endocrinol Invest. 2002;25(11):955-8.
- Parisi V, Gallinaro G, Ziccardi L, Coppola G. Electrophysiological assessment of visual function in patients with non-arteritic ischaemic optic neuropathy. Eur J Neurol. 2008;15(8):839-45.
- 13. Kim KL, Park SP. Visual function test for early detection of ethambutol induced ocular toxicity at the subclinical level. Cutan Ocul Toxicol. 2016;35(3):228-32.
- 14. Domingues MF, Barros H, Falcao-Reis FM. Amiodarone and optic neuropathy. Acta Ophthalmol Scand. 2004;82(3 Pt 1):277-82.
- Grzybowski A, Zulsdorff M, Wilhelm H, Tonagel F. Toxic optic neuropathies: an updated review. Acta ophthalmologica. 2015;93(5):402-10.
- Parisi V, Ziccardi L, Sadun F, De Negri AM, La Morgia C, Barbano L, et al. Functional Changes of Retinal Ganglion Cells and Visual Pathways in Patients with Chronic Leber's Hereditary Optic Neuropathy during One Year of Follow-up. Ophthalmology. 2019;126(7):1033-44.
- Yuan J, Zhang Y, Liu H, Tian Z, Li X, Zheng Y, et al. Clinical Observation of Patients with Leber's Hereditary Optic Neuropathy Before Gene Therapy. Current gene therapy. 2018;18(6):386-92.
- Jarc-Vidmar M, Tajnik M, Brecelj J, Fakin A, Sustar M, Naji M, et al. Clinical and electrophysiology findings in Slovene patients with Leber hereditary optic neuropathy. Documenta ophthalmologica Advances in ophthalmology. 2015;130(3):179-87.
- 19. Reis A, Mateus C, Viegas T, Florijn R, Bergen A, Silva E, et al. Physiological evidence for impairment in autosomal dominant optic atrophy at the pre-ganglion level. Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und experimentelle Ophthalmologie. 2013;251(1):221-34.
- Lenaers G, Hamel C, Delettre C, Amati-Bonneau P, Procaccio V, Bonneau D, et al. Dominant optic atrophy. Orphanet J Rare Dis. 2012;7:46.
- Kruijt CC, de Wit GC, Talsma HE, Schalij-Delfos NE, van Genderen MM. The Detection Of Misrouting In Albinism: Evaluation of Different VEP Procedures in a Heterogeneous Cohort. Investigative ophthalmology & visual science. 2019;60(12):3963-9.
- 22. von dem Hagen EA, Hoffmann MB, Morland AB. Identifying human albinism: a comparison of VEP and fMRI. Investigative ophthalmology & visual science. 2008;49(1):238-49.

- 23. Hoffmann MB, Lorenz B, Morland AB, Schmidtborn LC. Misrouting of the optic nerves in albinism: estimation of the extent with visual evoked potentials. Investigative ophthalmology & visual science. 2005;46(10):3892-8.
- 24. Dorey SE, Neveu MM, Burton LC, Sloper JJ, Holder GE. The clinical features of albinism and their correlation with visual evoked potentials. The British journal of ophthalmology. 2003;87(6):767-72.

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

ELECTRORETINOGRAMA FLASH, Pattern e multifocal

- Miguel Raimundo 1.2.3, Hugo Alexandre 3, Miguel Castelo-Branco 2.3
- ¹ Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra
- ² Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra
- ³ Centro de Imagem Biomédica e Investigação Translacional

INTRODUCTION

Electrophysiological testing of the visual pathway is based upon the recording of electrical potentials triggered by visual stimuli using electrodes on the surface of the eyes, the periorbital skin or the scalp. Standard techniques include the full-field flash electroretinogram (ffERG), the pattern electroretinogram (pattern ERG or PERG), the multifocal electroretinogram (mfERG), the electrooculogram (EOG) and the cortical-derived visual evoked potential (VEP) and each provides a non-invasive objective evaluation of function of a location (retina versus optic nerve, whole retina versus localized region) or cell type within the visual pathway. It also can be used to follow disease progress with repeated testing. Of note, electrophysiological testing is rarely, by itself, diagnostic, and must be coupled with a detailed clinical history, other ancillary exams and a bayesian differential diagnosis to attain the greatest clinical utility. The interest of electrophysiological testing is not limited to retinal dystrophies as it can provide useful information in cases of drug toxicity, vascular disease, and inflammatory or autoimmune conditions. Standardized testing is encouraged in order and specifications for each procedure are provided and regularly updated (usually every four years) by the International Society for Clinical Electrophysiology of Vision (ISCEV). In this introductory chapter, we will emphasize the fundamentals of ffERG, the technique of greatest importance in the context of retinal dystrophies, while also briefly covering the PERG, mfERG and EOG (as the VEP is of limited clinical utility in the context of retinal dystrophy it will not be discussed in this chapter). We recommend the readers to refer to the most recent ISCEV standards for further details on each technique¹⁻⁵.

Full-field ERG

The full-field ERG records the summed response from the entire retina to a brief flash stimulus delivered in a fullfield dome (a ganzfeld, "whole field" in german, stimulator). It measures the overall rod and cone retinal responses and is the only electrophysiologic test that directly evaluates rod function, which is of invaluable clinical utility in a number of diseases. Of note, the full-field ERG provides no topographical information. Indeed, an isolated macular lesion is unlikely to affect the full-field ERG to a significant extent. Macular disease is better evaluated using the pattern ERG of the multifocal ERG, with the latter providing a detailed topographical evaluation of the macula. Testing is performed under maximum pupillary dilation, to ensure consistent stimulation of the whole retina. While a fixation point is presented in the dome, good or stable fixation is not required. Recording is made using electrode in contact with the cornea, conjunctiva or the lower eyelid skin. Reliable interpretation requires comparison to an electrode-dependent and age-matched normative database. Since the response of normal subjects is spread along a bell-shaped curve, it is important to know not only the mean of such response, but also the lower and upper limits of the distribution. Furthermore, in cases of unilateral or asymmetric disease, comparison with the fellow eye might be diagnostic since, for instance, interocular differences on the amplitude of the b-wave in normal subjects are small and usually under 10%6.

The standard ISCEV ffERG include six protocols², named according to the state of adaptation (dark-adapted, DA, and light-adapted, LA) and stimulus flash strength (in candela-seconds per square meter, $cd.s/m^2$).

- 1. Dark-adapted 0.01 ERG (*weak* flash; rod-driven response; a-wave not recordable; b-wave: ON bipolar cells)
- 2. Dark-adapted 3.0 ERG (*strong* flash; combined, though rod dominated, rod-cone response; a-wave: photore-ceptors and post-receptor ON pathways; b-wave: ON and OFF bipolar cells)
- 3. Dark-adapted 10 ERG (introduced in the 2015 IS-CEV revision² it is similar to DA 3.0 ERG, has a larger a-wave, larger oscillatory potentials and allows better evaluation of negative waveforms)
- 4. Dark-adapted oscillatory potentials (evaluates mid-

dle retinal layers and vascular function; ON and OFF amacrine cells)

- 5. Light-adapted 3.0 ERG (cone-driven response, a-wave: cone photoreceptors and cone OFF bipolar cells; b-wave: ON and OFF bipolar cells)
- 6. Light-adapted 30 Hz flicker ERG (sensitive cone-driven response from post-receptoral ON and OFF pathways b-waves)

A minimum of 20 minutes of dark adaptation before recording rod responses and 10 minutes of light adaptation before recording cone responses is mandatory. DA ERGs are recorded sequentially without further dark-adaptation and thus only DA 0.01 ERG is a fully dark-adapted response. Electrophysiologic responses are evaluated not only by the qualitative morphology of the different waveform components, but also on the measurement of amplitude and implicit time of each component. The amplitude of the a-wave is measured from the baseline to the a-wave negative peak, and the amplitude of the b-wave is measured from the a-wave negative peak to the b-wave positive peak. The implicit time of each wave is the time from stimulus onset to its peak. A ffERG from a healthy subject can be appreciated in **Figure 1**.

Impairment of the DA 0.01 response is indicative of either rod photoreceptor dysfunction or selective dysfunction post-phototransduction or at the rod bipolar cell level. Abnormalities in the DA 3.0 can be divided in two major patterns, a-wave reduction with subsequent b-wave reduction (dysfunction mainly at the rod photoreceptor level) or preserved a-wave with selective b-wave reduction (post-phototransduction or inner retinal level). When this selective b-wave reduction occurs to the extent that the peak of the b-wave fails to reach the baseline (b-wave to a-wave amplitude ratio < 1) a *negative* ERG pattern emerges. A large number of conditions are associated with a *negative* ERG (the sensitivity of this finding varies from disease to disease) of which Schubert-Bornstein type congenital stationary night blindness, X-linked retinoschisis, central retinal artery occlusion, ischemic central retinal vein occlusion and melanoma-associated retinopathy are common examples. While oscillatory potentials (OPs) can be naturally appreciated in the rising limb of the DA 3.0 and 10.0 ERG b-waves, they can be isolated either through post-hoc processing or a specific protocol and are then designated in order of occurrence as OP1, OP2, OP3 and so on (the first OP, OP1, is usually discarded for averaging). Impairment of the OPs morphology and amplitude, thought to reflect impairment of amacrine signalling, occur in association with other ERG findings and thus have low clinical value.

Following light-adaptation, in order to minimize rod input, the LA 3.0 ERG can be obtained and is a measure of the general cone function. The LA 3.0 ERG is conceptually similar to the DA 3.0 ERG, with reduction of the a-wave and b-wave occuring at the cone photoreceptor or postphototransduction/receptoral level, respectively. Finally, the LA 30 Hz flicker ERG is able to selectively suppress rod response at this frequency allowing for a sensitive measurement of cone-driven response from post-receptoral ON and OFF pathways. The amplitude of a flicker ERG is measured from trough to peak of a typical wave. As mentioned in the introduction to this chapter, the ffERG (or visual electrophysiology in general) is rarely diagnostic by itself. Indeed, only three disorders are considered to have pathognomonic ERGs: cone dystrophy with supernormal rod ERG, enhanced S-cone syndrome, and bradyopsia⁷. In particular bradyopsia requires a specialized testing protocol beyond the ISCEV standard ERG and can be missed or misdiagnosed if only the standardized ffERG protocol is used. Barring these three exceptions, the ffERG coupled with a thorough clinical history and ancillary examination the full-field ERG can be immensely helpful in the diagnosis of a wide range of conditions including retinal dystrophies (e.g. retinitis pigmentosa, cone-rod dystrophy, congenital stationary night blindness, fundus albipunctatus, X-linked retinoschisis), cases of infants with nystagmus or visual loss (e.g. Leber congenital amaurosis, achromatopsia), autoimmune retinopathy (paraneoplastic MAR/CAR, or non-paraneoplastic), drug toxicity (vigabatrin, quinine), vitamin A deficiency, retained metallic intraocular foreign bodies (to determine and monitor retinal toxicity) and as one more clue in cases of unexplained visual loss (looking for evidence of diffuse retinal dysfunction).

Pattern ERG

The pattern ERG is a response generated through a checkerboard stimulus (alternating black and white squares in a regular phase frequency) and is mainly a measure of retinal ganglion cell function with contributions from other cellular elements. It is macula-biased exam due to the high density of retinal ganglion cell projections in this area. It is important to note that while the PERG localizes the disease process to the macular area (or its projections through the optic nerve), it gives no topographical information in the context of localized macular dysfunction. Indeed, for characterizing macular function, the PERG has been somewhat superseded by the topographically informative multifocal ERG.

The transient pattern ERG waveform is composed by negative (N) and positive (P) components, identified by the approximate latency in milliseconds from stimulus onset: the N35 (not always visible), P50 and N95. The P50 receives input from cells other than retinal ganglion cells while the N95 is dominated by retinal ganglion cell activity. In macular disease, reduction of the P50 is the primary alteration, with subsequent reduction of the N95 (such that the N95:P50 ratio is preserved or even increased). In the presence of an abnormal P50 wavelet, a ffERG will then differentiate between a generalized (and peripheral) retinal dystrophy or an isolated macular dystrophy (normal ffERG). Meanwhile in optic nerve disorders a relatively preserved P50 with a selective N95 reduction is found (decreased N95:P50 ratio). Some authors suggest that the PERG might be an important first exam when



Fig. 1 - Example of a normal ffERG, obtained in dark-adapted (DA) and light-adapted (LA) conditions. Amplitude and implicit time for each waveform component are quantified below each panel. The normal DA 0.01 (weak flash) is notable for the non-recordable a-wave (too small to be detected) and the prominent rod-driven b-wave. The normal DA 3.0 (strong flash) represents a combined, though rod dominated, rod-cone response; the a-wave and b-wave are clearly inscribed and oscillatory potentials (OPs) can be appreciated in the upper-limb of the b-wave. The OPs can be isolated using a DA OPs protocol, in which OP1 to OP4 are clearly distinguished. The LA 3.0 ERG demonstrates the cone-driven a- and b-wave. The LA 30Hz flicker is composed of multiple "b-waves" and represents a cone-driven response from post-receptor pathways.

approaching any visual pathway dysfunction by using the P50 wavelet and the N95:P50 ratio as a way to differentiate between retinal/macular disease and optic nerve dysfunction^{8,9}. However, in current clinical practice, the PERG is not used as frequently for this purpose since clinical history and examination, pupillary reflexes (namely a significant relative afferent pupillary defect in asymmetric optic neuropathies), visual field testing, optic disc evaluation (also with RNFL/GCC OCT) and brain imaging are usually sufficient to reliably identify (or exclude) primary optic nerve dysfunction.

Multifocal ERG

The multifocal ERG as per the ISCEV standard measures cone function over 61 or 103 discrete hexagonal retinal

areas within the central 40-50° of the posterior pole, centered on fixation (fovea). These hexagonal stimuli elements reverse rapidly between black and white frames in a pseudorandom sequence, in overall isoluminance conditions. The hexagonal pattern in scaled towards the periphery (increased hexagon size with increasing eccentricity) to produce comparable response amplitudes. The mfERG may be difficult (or impossible) to obtain and analyse from a patient with very poor visual acuity and/or nystagmus, due to inadequate fixation. The known pseudorandom sequence allows for cross-correlation and deconvolution of a waveform for each hexagonal element. The first-order response (first order kernel) of an hexagon is obtained by adding all the ERG recordings following a while frame and then subtracting all ERG recordings following a black frame. This produces a biphasic response consisting of an early negative component, N1, followed by a positive component, P1. Each component may be characterized in terms of implicit time (time from stimulus onset to N1 trough/P1 peak) and amplitude (N1: from baseline to N1 trough; P1: from the N1 trough to P1 peak). The origins of the N1 and P1 components in this mathematically derived waveform remain unclear but are thought to include contributions from the same cells that compose the a-wave and b-wave of the light-adapted ffERG response, respectively. The spatial resolution of the mfERG allows for identification of discrete lesion areas (hemifield, annular, paracentral, ...) and when radial symmetry is present averaging waveforms in concentric hexagons rings is a useful analysis strategy.

While the ffERG is not sensitive enough for the detection of macular damage and the PERG is not able to show topographical information, the mfERG does both. In a way the mfERG is reasonably similar to a 24-2 visual field obtained by standard automated perimetry, though specific for cone-based macular function and without the need for subject collaboration aside from steady fixation. It provides no rod responses. A multifocal ERG from a healthy subject can be appreciated in Figure 2. It is particular useful for the topographical evaluation of macular dystrophies (with or without generalized retinal involvement, as assessed by the ffERG) or, in more general terms, to demonstrate organic maculopathy (at any age if able to fixate) when the fundus is ambiguous or ancillary testing is inconclusive (e.g. early Stargardt or early hydroxychloroquine toxicity with inconsistent findings in visual field testing and OCT).



Fig. 2 - Example of a normal multifocal ERG. It is possible to appreciate the topographical distribution of macular responses, with a central peak corresponding to the fovea. Importantly, ring averages (five rings of increasing eccentricity) are computed in the top corner and normalized to hexagon area (nV/deg2). Relationships between rings (mainly amplitude) are used as biomarkers for some toxic maculopathies (for instance hydroxychloroquine).

BIBLIOGRAFIA

- Odom JV, Bach M, Brigell M, Holder GE, McCulloch DL, Mizota A, et al. ISCEV standard for clinical visual evoked potentials: (2016 update). Doc Ophthalmol. 2016;133: 1–9.
- McCulloch DL, Marmor MF, Brigell MG, Hamilton R, Holder GE, Tzekov R, et al. ISCEV Standard for full-field clinical electroretinography (2015 update). Doc Ophthalmol. 2015;130: 1–12.
- Hood DC, Bach M, Brigell M, Keating D, Kondo M, Lyons JS, et al. ISCEV standard for clinical multifocal electroretinography (mfERG) (2011 edition). Doc Ophthalmol. 2012;124: 1–13.
- Constable PA, Bach M, Frishman LJ, Jeffrey BG, Robson AG, International Society for Clinical Electrophysiology of Vision. IS-CEV Standard for clinical electro-oculography (2017 update). Doc Ophthalmol. 2017;134: 1–9.
- Bach M, Brigell MG, Hawlina M, Holder GE, Johnson MA, Mc-Culloch DL, et al. ISCEV standard for clinical pattern electroretinography (PERG): 2012 update. Doc Ophthalmol. 2013;126: 1–7.
- 6. Lam BL, editor. Electrophysiology of Vision: Clinical Testing and Applications. 1 edition. CRC Press; 2005.
- Vincent A, Robson AG, Holder GE. Pathognomonic (diagnostic) ERGs. A review and update. Retina. 2013;33: 5–12.
- Holder GE. Pattern electroretinography (PERG) and an integrated approach to visual pathway diagnosis. Prog Retin Eye Res. 2001;20: 531–561.
- Robson AG, Nilsson J, Li S, Jalali S, Fulton AB, Tormene AP, et al. ISCEV guide to visual electrodiagnostic procedures. Doc Ophthalmol. 2018;136: 1–26.

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

ESTUDO CLÍNICO DA VISÃO CROMÁTICA

Miguel Raimundo 1.2.3, Emmanuel Rebelo Neves

¹ Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra

² Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra

³ Centro de Imagem Biomédica e Investigação Translacional

INTRODUÇÃO

A capacidade de perceção da cor é certamente um dos aspectos mais marcantes da experiência visual. Paradoxalmente, a atenção clínica que lhe é dedicada é muito diminuta, não obstante a sua relevância para a qualidade de visão (e vida) do doente. Não raras vezes será o oftalmologista chamado a estabelecer a (a)normalidade da visão cromática, p.ex, como pré-requisito para algumas atividades e profissões, mas também em situações de doença oftalmológica em que a alteração da discriminação da cor (discromatopsia) é um achado com relevância clínica (p.ex na avaliação de discromatopsias congénitas, retinopatias hereditárias ou de neuropatias óptica).

A propriedade fundamental da visão cromática no ser humano é a tricromacia, isto é, que a capacidade de perceção de cor resulta da combinação do input diferenciado dos três tipos de cones retinianos com sensibilidades espectrais diferentes, em virtude dos diferentes fotopigmentos (opsinas). Assim temos cones cujo pico máximo de sensibilidade se encontra no azul (short-wavelength, cones S), verde (medium-wavelength, cones M) e vermelho (longwavelength, cones M). O sistema visual a jusante também se encontra relativamente segregado para o processamento cromático, quer a nível do sistema de células bipolares e ganglionares retinianas, quer a nível da via óptica através do sistema parvocelular e koniocelular, quer a nível cortical com áreas de processamento especializadas no processamento da cor no córtex extra-estriado, nomeadamente V4.

A determinação da sensação de cor inicia-se ainda na retina através de um sistema de oponência estabelecido por sistemas de células bipolares e ganglionares (*midget cells*) especializadas, tirando partido da diferente sensibilidade espectral dos cones, um processo muito mais eficiente que o processamento "isolado" da informação espectral com evidentes ganhos discriminatórios. Apesar destes mecanismos ainda não serem completamente compreendidos, o conhecimento atual sugere a existência de sistemas de oponência distintos para o azul através de (S+M)-L, para o amarelo por L-(S+M), para o vermelho por (S+L)-M e para o verde por M-(S+L)¹. A ambiguidade nos *inputs* para este processamento, causada por exemplo por ausência, disfunção ou alteração de uma ou mais opsinas, é responsável pelo espectro clínico da perceção cromática

anómala. A tricromacia anómala corresponde a um défice ligeiro da visão cromática em que o processamento se faz com recurso a três fotopigmentos, contudo desviado do normal. Um tricromata anómalo, de forma simplificada, pode ser portador de uma protoanomalia (disfunção da opsina L), deuteroanomalia (disfunção da opsina M, o défice clínico mais frequente) e tritanoanomalia (disfunção da opsina S, muito rara). Défices mais graves com ausência funcional completa destas opsinas podem tornar o sujeito num dicromata efetivo, levando a protanopia, deuteranopia e tritanopia, respectivamente. A ausência de capacidade de discriminação de cor torna o indivíduo num monocromata (não distingue croma, apenas brilho/ saturação), i.e, acromatopsia. Clinicamente, surge em duas variantes fundamentais, o monocromatismo de bastonetes, em que não existe qualquer função de cones (doença AR, grave, com nistagmo, fotofobia e baixa AV), e o monocromatismo de cones S, em que os únicos cones funcionantes são os S o que, ainda assim, não permite discriminação cromática por falta de inputs necessários para o sistema de oponência, como acima explicitado. É possível distinguir as duas entidades por testes psicofísicos cromáticos especializados ou por protocolos de ERG fotópico com flash azul que demonstra a atividade residual dos cones S nesta última entidade clínica.

Existem diferentes testes clínicos para a visão cromática e, embora artificial, é útil dividi-los em testes de *screening* (diagnóstico rápido, p.ex placas pseudoisocromáticas), testes de *grading* (avaliação da severidade, p.ex testes de ordenação como o *Farnsworth-Munsell 100-Hue test*), testes de diagnóstico exato (p.ex com recurso a anomaloscópio).

TESTES DE PLACAS PSEUDOISOCROMÁTICAS

Os testes com recurso a placas pseudoisocromáticas são, sem dúvida, os testes da visão cromática mais utilizados na prática clínica, baseados nos princípios enunciados por Stilling². Todos eles partilham princípios semelhantes. Consistem na impressão de figuras de croma distinta sobre um *background* de "ruído" pseudoisocromático, de forma a que a propriedade utilizada para identificar o alvo entre o *background* seja exclusivamente a crominância do alvo (não sendo possível realizar inferências por diferenças brilho ou saturação). A sequência de alvos/*backgrounds* utilizados foi previamente escolhida de forma a separar tricromatas normais dos principais tipos de défices clínicos da visão cromática. A estratégia de deteção de cada placa também pode diferir. Podemos ter placas em que o alvo é apenas visível por um tricromata normal (desaparecendo num determinado tipo de discromatopsia) e vice-versa, placas com dois alvos (em que um é invisível em protanopia e outro em deuteranopia, ajudando na sua distinção) e placas em que o mesmo alvo é interpretado de forma diferente por um tricromata normal e um portador de uma discromatopsia.

A implementação mais famosa de um teste de placas pseudoisocromáticas é o teste de Ishihara (Figura 1A), cuja eficácia como instrumento de screening está bem estabelecida. Existem várias versões do teste, diferindo em número de placas (entre 16 a 38 placas) e regras de scoring. É importante avisar o leitor que a primeira placa de um teste de Ishihara não testa discromatopsia, sendo uma placa de controlo não isocromática (o alvo é facilmente detectável pela diferença de brilho/saturação). Perante um doente que falhe a primeira placa de um teste de Ishihara, deveremos confirmar a sua acuidade visual (que se for muito baixa inviabiliza o teste) e, se normal, colocar a perda visual não-orgânica no diagnóstico diferencial. Outra implementação relativamente conhecida com placas pseudoisocromáticas são as placas de Hardy, Rand e Rittler (teste HRR, Figura 1B)³.

Em resumo, os testes com recursos a placas pseudoisocromáticas são baratos, fáceis de utilizar (quer na perspetiva do médico quer na do doente, inclusive em crianças) e eficazes no *screening* de discromatopsias clinicamente significativas (principalmente no eixo do verde-vermelho). Apresentam contudo algumas limitações - a incapacidade de quantificar de forma precisa a gravidade do défice, a necessidade de um ambiente de iluminação consistente e aproximado aquele em que as placas pseudoisocromáticas forma desenhadas e, por fim, a falta de alguma sensibilidade diagnóstica para a tritanopia/ tritanomalia (maior variabilidade na população normal e interferência do cristalino e do pigmento macular)⁴.

TESTES DE ORDENAÇÃO

Os testes de ordenação mais famosos foram desenhados por Farnsworth, nomeadamente o Farnsworth-Munsell 100-Hue Test (FM 100-hue) e o Farnsworth Dichotomous Test for Color Blindness (Farnsworth Panel D-15). Ambos os testes usam conjuntos de peças ("tampas") coloridas (com o mesmo brilho e saturação), dispostas de forma aleatória ao doente e que este deve ordenar de forma que lhe pareça natural. Os desvios à ordenação interferem com o *scoring* final.

O teste FM 100-hue (Figura 1D) é composto por quatro caixas de 21-22 tampas (rosa-amarelo, amarelo-verde, verde-azul, azul-rosa), num total de 85 tampas. O sujeito deve ordenar cada um destes conjuntos por uma ordem que lhe pareça natural tendo como referência duas tampas fixas em cada uma das extremidades. Diversa evidência clínica suporta a validade do teste FM 100-hue⁵⁻⁷.

O teste Farnsworth Panel D-15 é um teste mais simples, de caixa única de 15 tampas, destinado à identificação de discromatopsias severas embora, para efeitos de screening, o teste de Ishihara pareça ser mais eficaz^{4,8}. Diferentemente do FM 100, por utilizar um único conjunto de tampas equitativamente distribuídas pelo círculo de matizes cromáticas, permite identificar eixos de confusão entre diferentes regiões do círculo cromático (e não apenas dentro de zonas adjacentes como em cada conjunto do FM 100).

TESTE COM ANOMALOSCÓPIO

O anomaloscópio é um instrumento que recorre ao princípio de *color matching* para avaliar a função cromática. Não obstante a sua elevada precisão no diagnóstico e classificação da discromatopsia, requer um operador treinado e o seu uso clínico é relativamente diminuto por este motivo^{4,9}.

O anomaloscópio de Nagel (modelo I) ainda é provavelmente o mais frequentemente utilizado e está desenhado para identificar de defeitos no eixo do vermelho-verde utilizando os princípios e equações enunciados por Rayleigh. O sujeito observa através de um sistema telescópico um campo circular dividido em duas partes, a metade inferior preenchida por amarelo espectral (589 nm) e a metade superior por uma combinação de vermelho espectral (670 nm) e verde espectral (545 nm). A proporção desta combinação (rácio vermelho-verde) pode ser ajustada pelo operador com um botão de 74 steps (0 a 73, 0 correspondendo a um hemicampo completamente verde e 73 a um hemicampo completamente vermelho). Um segundo botão permite também ajustar a luminância, o que pode ser útil para distinguir proto- de deuteroanomalias. Após um período de adaptação, o sujeito observa ambas as metades do campo do anomaloscópio que foi previamente ajustado para um match normal (amarelo-amarelo) e que será percecionado como tal por tricromatas normais e dicromatas puros. No caso da tricromacia anómala, os manípulos são ajustados até obter um match. De seguida, o operador responsável pelo teste tenta determinar o intervalo em que ocorre match, desviando-se do normal um número de unidades em cada direção, emitindo o sujeito um julgamento perceptual se os hemi-campos apresentados são idênticos. Este processo é sucessivamente repetido até determinar os limites deste intervalo. Em sujeitos normais, o ponto médio do intervalo estará próximo do estabelecido pela base normativa do aparelho/ laboratório (perto de 42) e o intervalo será curto (entre 0 a 5 unidades). Na tricromacia anómala, o ponto médio do intervalo está desviado na direção do defeito e o intervalo é largo. Por fim, nos dicromatas, a totalidade da escala produz um *match* percetual.

Existem igualmente outros anomaloscópios disponíveis comercialmente, como o OCULUS HMC-Anomaloscope MR (OCULUS Optikgeräte GmbH, Wetzlar, Alemanha) que permitem avaliar a visão cromática no eixo do vermelhoverde (pela equação de Rayleigh) e azul-verde (pela equação de Moreland), com apoio de um *software* especializado.

OUTROS TESTES

O Cambridge Colour Test parte do mesmo princípio do teste de Ishihara, ou seja um alvo sobre um background de ruído pseudoisocromático¹⁰⁻¹². O alvo apresentado é um C de Landolt (Figura 1C) que pode ser apresentado em 4 direções (abertura aos 0°, 90°, 180° e 270°), em que o alvo difere do background na sua crominância ao longo de três linhas teóricas no espaço cromático, as linhas de confusão para protano, deutano e tritano (protocolo *Trivector*) ou segundo elipses de MacAdam com centro ao longo da linha de confusão para o tritano (protocolo *Ellipses*). O sujeito realiza assim uma tarefa de deteção, identificado a direção da abertura do C de Landolt, sendo as coordenadas

cromáticas do estímulo sucessivamente ajustadas por um procedimento de *staircase*. Após realização do teste, são obtidas os parâmetros das elipses de discriminação no espaço cromático CIE (1976) u 'v 'ou CIE (1931) x,y, sendo possível apreciar não só as suas coordenadas como a sua largura e rotação. É possível realizar o Cambridge Colour Test utilizando sistemas comerciais como o ViSaGe MKII Stimulus Generator ou o Metropsis (Cambridge Research Systems Ltd., Cambridge, Reino Unido). O Cambridge Colour Test, pela sua natureza quantitativa e pela sua precisão é frequentemente utilizado em estudos clínicos¹³⁻¹⁶. O Cambridge Colour Test foi também modificado para sujeitos com baixa acuidade visual (low vision Cambridge Colour Test, lvCCT)^{17,18}.



Fig. 1. Exemplos de testes de cor comercialmente disponíveis. (A) Teste de Ishihara. (B) Teste HRR. (C) Cambridge Colour Test. (D) Farnsworth-Munsell 100-Hue

BIBLIOGRAFIA

- Jay Neitz, Katherine Mancuso, James A. Kuchenbecker & Maureen Neitz. Color Vision. In: Levin L, editor. Adler's Physiology of the Eye - 11th Edition. pp. 648–654.
- Dain SJ. Clinical colour vision tests. Clin Exp Optom. 2004;87: 276–293.
- Huna-Baron R, Glovinsky Y, Habot-Wilner Z. Comparison between Hardy--Rand--Rittler 4th edition and Ishihara color plate tests for detection of dyschromatopsia in optic neuropathy. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. 2013;251: 585–589.
- Melamud A, Hagstrom S, Traboulsi E. Color vision testing. Ophthalmic Genet. 2004;25: 159–187.
- Kinnear PR, Sahraie A. New Farnsworth-Munsell 100 hue test norms of normal observers for each year of age 5–22 and for age decades 30–70. Br J Ophthalmol. 2002;86: 1408–1411.
- 6. François J, Verriest G. On acquired deficiency of colour vision, with special reference to its detection and classification by means of the tests of Farnsworth. Vision Res. 1961;1: 201–219.
- Chisholm IA. An evaluation of the Farnsworth-Munsell 100 hue test as a clinical tool in the investigation and management of ocular neurological deficit. Trans Ophthalmol Soc U K. 1970;89: 243–250.
- Dain SJ, Atchison DA, Hovis JK. Limitations and precautions in the use of the Farnsworth-Munsell Dichotomous D-15 test. Optom Vis Sci. 2019;96: 695–705.
- Birch J. Chapter 3 Colour vision examination. In: Doshi S, Harvey W, editors. Investigative Techniques and Ocular Examination. London: Butterworth-Heinemann; 2003. pp. 13–24.
- Mollon JD, Reffin JP. A computer-controlled color-vision test that combines the principles of Chibret and of Stilling. Journal of Physiology-London. CAMBRIDGE UNIV PRESS 40 WEST 20TH STREET, NEW YORK, NY 10011-4211; 1989. pp. P5–P5.
- Reffin JP, Astell S, Mollon JD. Trials of a computer-controlled colour vision test that preserves the advantages of pseudoisochromatic plates. In: Drum B, Moreland JD, Serra A, editors. Colour Vision Deficiencies X: Proceedings of the tenth Symposium of the International Research Group on Colour Vision Deficiencies, held in Cagliari, Italy 25–28 June 1989. Dordrecht: Springer Netherlands; 1991. pp. 69–76.
- Regan BC, Reffin JP, Mollon JD. Luminance noise and the rapid determination of discrimination ellipses in colour deficiency. Vision Research. 1994. pp. 1279–1299. doi:10.1016/0042-6989(94)90203-8
- Rosa AM, Loureiro Silva MF, Lobo C, Mira JB, Farinha CL, Póvoa JA, et al. Comparison of visual function after bilateral implantation of inferior sector-shaped near-addition and diffractive-refractive multifocal IOLs. J Cataract Refract Surg. 2013;39: 1653–1659.
- Reis A, Mateus C, Macário MC, de Abreu JRF, Castelo-Branco M. Independent patterns of damage to retinocortical pathways in multiple sclerosis without a previous episode of optic neuritis. J Neurol. 2011;258: 1695–1704.
- Campos SH, Forjaz V, Kozak LR, Silva E, Castelo-Branco M. Quantitative phenotyping of chromatic dysfunction in best macular dystrophy. Arch Ophthalmol. 2005;123: 944–949.
- 16. Castelo-Branco M, Faria P, Forjaz V, Kozak LR, Azevedo H. Si-

multaneous comparison of relative damage to chromatic pathways in ocular hypertension and glaucoma: correlation with clinical measures. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2004;45: 499–505.

- Simunovic MP, Votruba M, Regan BC, Mollon JD. Colour discrimination ellipses in patients with dominant optic atrophy. Vision Res. 1998;38: 3413–3419.
- Kumaran N, Ripamonti C, Kalitzeos A, Rubin GS, Bainbridge JWB, Michaelides M. Severe Loss of Tritan Color Discrimination in RPE65 Associated Leber Congenital Amaurosis. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2018;59: 85–93.

ADAPTOMETRIA

Inês Marques, MD¹, Ana Rita Santos, MSC^{1,2} e Marta Lopes, BSC¹ ¹ Associação para Investigação Biomédica em Luz e Imagem

² Área Técnico-científica de Ortóptica, Escola Superior de Saúde, Instituto Politécnico do Porto

PRINCÍPIOS BÁSICOS DA ADAPTOMETRIA

A primeira descrição clássica do fenómeno da adaptometria foi feita em 1865 por Aubert.

A adaptometria é o processo de adaptação dos fotorrecetores a diferentes níveis de luminosidade¹. O olho consegue funcionar numa grande variedade de ambientes com diferentes graus de luminosidade. A sua sensibilidade pode ser medida determinando o limiar de intensidade absoluta, ou seja, a luminância mínima necessária de um estímulo para produzir uma sensação visual.

A adaptometria ao escuro é um exame eletrofisiológico cujo objetivo é medir a capacidade de resposta dos bastonetes previamente adaptados ao escuro a um estímulo de intensidade luminosa variável. O doente é colocado numa sala escura durante algum tempo (aprox. 30 minutosadaptação escotópica), aumentando a sensibilidade do olho à luz. Após esta adaptação, é submetido a um flash de grande intensidade sendo de seguida apresentado um estímulo de intensidade variável que vai diminuindo a sua luminância até que deixa de ser detetada a sua presença.

A intensidade mínima do estimulo e o tempo que o doente demora a detetá-lo, dão origem aos dois parâmetros que são avaliados por este exame:

Limiar de intensidade absoluta – a luminância mínima que o doente consegue detetar depois de completamente adaptado ao escuro.

Tempo de interceção dos bastonetes – o tempo necessário para que os bastonetes voltem a responder a um estímulo, ou seja, a velocidade de adaptação ao escuro. É o ponto em que a sensibilidade visual é completamente mediada por estes fotorrecetores (figura 1).

EQUIPAMENTOS DISPONÍVEIS

Actualmente, existem no mercado 2 tipos de equipamentos de Adaptometria, o Adapt Dx^{TM} (figura 2) e o AdaptDxProTM (figura 3) (ambos da Maculogix, Harrisburg, PA, United States) sendo este último o único equipamento portátil desenvolvido para poder ser auto-administrado pelos doentes, não requerendo uma sala escura para a sua execução².

Na generalidade, os equipamentos de adaptometria são constituídos por uma cúpula de cor preta onde o estimulo luminoso é apresentado, uma mentoneira



Fig. 1: Representação do tempo de adaptação ao escuro (são necessário 6-8 minutos para intercetar os bastonetes).



Fig. 2 - Equipamentos de adaptometria, o AdaptDx[™].

de posicionamento do queixo do doente, um botão de resposta para assinalar o reconhecimento da presença do estimulo luminoso, e um ponto de fixação ao centro. Este pode variar de localização mediante os parâmetros avaliados (limiar de intensidade absoluta- em frente; Tempo de



Fig. 3 - Equipamento de adaptometria, AdaptDx Pro™.

intercepção dos bastonetes- ligeiramente acima).

O exame exige ser feito numa sala completamente escura e isolada de qualquer fonte de luz, incluindo qualquer luz "stand-by" de monitores, telemóveis, etc, a não ser que seja suave e vermelha. O próprio ecrã do equipamento tem um fundo vermelho, para que o examinador possa preencher os dados do doente sem que isso altere ou perturbe a adaptação escotópica.

PROCEDIMENTO DO EXAME

Este exame faz-se monocularmente e sob dilatação pupilar. A <u>refração atualizada</u> para longe deve ser obtida antes do teste e introduzida na ficha do doente para que a adição de perto adequada seja calculada pelo equipamento.

É composto por 3 fases: <u>Adaptação escotópica</u> (duração de 30 minutos); <u>Pré-teste de demonstração</u> (opcional) e o <u>teste completo (Limiar de intensidade absoluta + Tempo</u> <u>de interceção dos bastonetes</u>), cuja duração pode ir de 5 a 100 minutos, dependendo do protocolo selecionado e da resposta do doente (para a Degenerescência Macular Relacionada com a Idade, tem uma duração que varia entre 4 a 30 minutos, depende do estadio da doença)³.

Antes de iniciar a adaptação escotópica o examinador deve executar os seguintes passos:

- Introdução da informação na ficha do doente

 O nome, idade, sexo, refração, etc. devem ser introduzidos na ficha do doente.
- Botão de resposta Deve ser mostrado ao doente o botão de resposta do equipamento para que possa responder corretamente quando detetar o estímulo.
- Posicionamento O doente deve ser posicionado à frente do equipamento, a uma altura confortável que permita o correto apoio do queixo e testa, conforme o olho a ser testado.
- Oclusão do olho contralateral Deve ser feita a oclusão do olho não testado, com um oclusor amovível de plástico ou um penso oclusivo.
- Escolha do protocolo de teste Limiar de Intensidade absoluta ou Tempo de Interceção dos Bastonetes

Após os 30 min de adaptação escotópica:

Pré-teste

Um breve teste de limiar para mostrar o tipo de luz que o doente verá e para testar o botão de resposta. É um teste opcional que pode ser desativado.

Teste "Limiar de intensidade absoluta"

É pedido ao doente que fixe um ponto vermelho localizado no centro da cúpula e que carregue na campainha sempre que veja um estímulo luminoso azulado/esverdeado de intensidade variável, abaixo do ponto de fixação.

- A variação da intensidade do estimulo é semelhante a um campo visual. Vai diminuindo até que o doente deixa de perceber o estímulo, aumentando gradualmente até que volte a responder. Desta forma é determinada a menor intensidade luminosa detetável pelo doente.
- Normalmente, este teste tem uma duração curta (aprox. 5 minutos) pois não se pretende calcular o tempo de recuperação dos bastonetes mas a luminosidade mínima percebida imediatamente após adaptação ao escuro. As respostas deverão ser bastante coerentes, sem grande variação, e numa pessoa saudável à volta de 3.5 – 4.5 unidades logarítmicas. (ver figura 4)
- No entanto, o teste pode ser programável até 30 minutos. Quanto mais longo é o teste, mais estímulos serão testados e intensidades mais fracas serão detetadas, tomando o gráfico o aspeto de numa curva descendente (num individuo saudável, a sensibilidade luminosa aumentará ao longo do tempo).
- O resultado deste teste é apresentado em forma de gráfico (ver figura 4).

Teste "Tempo de interceção dos bastonetes"

Este teste inicia-se com a exposição do olho a um flash luminoso que pré-condiciona a retina a um estado de fotobranqueamento. A intensidade do flash deve ser de aproximadamente 75-76%. Serão apresentados estímulos de diferentes intensidades em pequenos ciclos (por exemplo entre 0 e 1; 1 e 2; 2 e 3...) sendo progressivamente mais fracos.

- Sempre que o doente detetar 2 pontos entre cada intensidade, completa-se um ciclo e passa-se ao seguinte, cada vez mais ténue. O exame termina quando se obtém o tempo necessário para que um determinado limiar de sensibilidade seja alcançado.
- O doente terá então que olhar para o ponto de fixação que se localiza um pouco mais acima que no teste anterior e carregar no botão de resposta assim que conseguir ver o estimulo azulado/esverdeado aparecer mais abaixo.
- A localização do estimulo luminoso neste teste é cerca de 12º inferior à fóvea, para que a área retiniana estimulada seja mais abundante em bastonetes. A intensidade do estimulo inicial e o limiar de sensibilidade em que o teste termina, podem ser prédefinidos nos parâmetros do equipamento, consoante a doença a que se destina.
- Mais uma vez, o estimulo será mais fraco de cada



Fig. 4: Resultado do teste de limiar absoluto onde foi calculado o valor mínimo de sensibilidade luminosa após adaptação ao escuro, em unidades logarítmicas. (A) resultados do teste de um individuo saudável com 30 anos, sendo o limiar absoluto à volta de 4.5 unidades logarítmicas.(B) resultado do teste de um individuo com 62 anos e presença de drusens, sendo o limiar absoluto à volta de 2 unidades logarítmicas.

vez que o doente assinala a sua presença e mais forte de cada vez que o mesmo falha a sua identificação, aumentando progressivamente até voltar a responder. Quando volta a responder, é completado um ciclo dentro daquela intensidade e inicia-se outro. O teste é realizado em vários ciclos semelhantes com diferentes intensidades tendo uma duração variável consoante o número de ciclos e intensidades testados.

- Entre cada ciclo, é feita uma pausa de 15 segundos em que o doente pode pestanejar e descansar um pouco.
- Após o teste estar completo, o equipamento utiliza os vários sets de limiares testados e o tempo que cada um deles demorou a ser atingido para calcular o parâmetro que dá nome ao teste – Tempo de interceção dos bastonetes. Este é o tempo que a retina demora a estar completamente recuperada do fotobranqueamento.
- O resultado deste teste é apresentado em forma de gráfico (ver figura 5).

PARÂMETROS DE QUALIDADE NA ACEITAÇÃO DO EXAME

Erros de fixação

Sendo a fixação um fator importante para garantir que a área testada é excêntrica à fóvea, o Adapt Dx^{TM} testa as perdas de fixação de um doente ao longo do exame e mostra-as no seu relatório final.

Um exame considerado aceitável deve ter menos de 30% de perdas de fixação.

As perdas de fixação são assinaladas como um ponto testado que não foi respondido, e o seu aspeto no gráfico do exame é um círculo não preenchido (em vez de um círculo preenchido a preto).

Sempre que uma perda de fixação é detetada, o equipamento prossegue o teste para o próximo limiar sem permitir a pausa de 15 segundos entre cada ciclo. Neste caso, deve reforçar-se ao doente a importância de manter a sua fixação.



Fig. 5: Resultado do "Tempo de Interceção dos Bastonetes" onde foi calculado o tempo de recuperação dos bastonetes à adaptação a uma determinada sensibilidade luminosa.

Falha no fotobranqueamento inicial

Acontece quando, por exemplo, o doente fecha os olhos durante a emissão do flash. Neste caso, a sensibilidade dos fotorrecetores é recuperada quase de imediato e o tempo de interceção dos bastonetes calculado em menos de um minuto.

A mensagem "tempo de interceção dos bastonetes não pode ser calculado" aparece no ecrã e no *output* do exame. A intensidade do estimulo testado começa geralmente entre 1-2 unidades *logMar* e diminui progressivamente abaixo de 3 unidades *logMar*. Se houver resposta imediata do doente acima desta intensidade, ou o teste parar imediatamente, isso indica que o doente pestanejou ou fechou o olho no momento da projeção do flash luminoso de intensidade forte, e não foi efetivamente bem estimulado. Nesta situação o teste deve ser repetido.

Uma fixação estável e correta do doente no momento do flash é crucial para que o efeito de fotobranqueamento seja realizado eficazmente. O flash emitido por este equipamento subtende 4º de ângulo visual enquanto que o estimulo tem 2º de diâmetro. Assim, qualquer movimento do olho superior a 1.5º de ângulo visual, pode fazer com que o estímulo caia numa área não fotobranqueada, simulando uma recuperação quase instantânea da sensibilidade dos bastonetes.

Tempo de interceção dos bastonetes superior a 30 minutos

Nalguns casos, o tempo de interceção dos bastonetes pode estender-se por mais de 30 minutos sem nunca chegar a ser calculado. Tal situação é possível em doentes com estadios mais graves de doenças retinianas, como por exemplo na presença de atrofia geográfica.

Nestes casos, a recuperação visual dos bastonetes é lentificada, fraca ou inexistente. No entanto, exames como estes são aceitáveis, tendo em conta o contexto da doença.

Em resumo:

O examinador deve reforçar a importância da fixação durante todo o exame, não só para o cálculo do limiar mas também para que o processo de fotobranqueamento se realize adequadamente.

No momento do fotobranqueamento, o examinador deve enfatizar a importância de não pestanejar e manter o olho bem aberto.

Durante todo o exame, a colaboração do doente deve ser estimulada, reforçando a importância da fixação assim como de pressionar adequadamente o botão de resposta sempre que um estímulo é visualizado. Em caso de dúvida não devem responder.

No fim do exame, as perdas de fixação (<30%) devem ser analisadas e o tempo de interceção dos bastonetes deve ser contextualizado com as características da patologia de cada doente, sendo que, por exemplo, em doentes com DMI precoce/ intermedia, é expectável uma sensibilidade mais alta quando comparados com doentes com DMI tardia, seja neovascular ou atrofia geográfica, onde é expectável uma sensibilidade fraca (entre os valores de 0-1-2) ou uma resposta incompleta.

Existem ainda situações que podem levar a resultados pouco fiáveis ou inconclusivos, por inadequação dos procedimentos e que requerem a atenção do examinador, tais como:

- Má correção refrativa ou mau posicionamento do doente na mentoneira.

- Má oclusão do olho contralateral.

- Falha em garantir estabilidade adequada da fixação durante a apresentação do estímulo.

Nota: É de salientar que nas situações em que for necessário repetir o exame (perdas de fixação excessivas, falha no fotobranqueamento ou tempos de interceção muito precoces), o doente terá que repetir a adaptação escotópica de 30 min na sala completamente escura, para que possa voltar a fazer a adaptação ao escuro.

PRINCIPAIS PATOLOGIAS E APLICAÇÕES

A adaptação ao escuro, representando a resposta isolada de apenas um tipo de fotorrecetores, os bastonetes, é uma medida neuronal da função visual de grande sensibilidade, podendo ser a primeira alteração a ocorrer em determinadas doenças retinianas.

Possui várias aplicações clínicas, nomeadamente em doenças onde predomina a disfunção retiniana externa e a alteração do ciclo visual:

Retinopatia Pigmentar: Caracterizada pela presença de degenerescência ao nível dos fotorrecetores e epitélio pigmentado da retina (EPR). Inicialmente, a adaptação ao escuro é mais lenta e o limiar de intensidade absoluto elevado (curva bifásica de adaptação ao escuro). Com a evolução da doença, o processo de adaptação dos bastonetes perde-se (curva monofásica)⁴.

Défice de vitamina A: Inicialmente apresenta uma disfunção dos bastonetes ligeira, com agravamento nos estadios intermédios e atingimento da função dos cones

em estadios avançados⁵. A adaptometria apresenta uma diminuição da adaptação ao escuro, com limiares de intensidade absolutos altos e um tempo de interceção dos bastonetes aumentado. A suplementação com vitamina A tem efeitos quase imediatos na recuperação de uma curva de adaptação normal.

Distrofia macular de Sorsby: Degenerescência macular progressiva causada por mutações no inibidor tecidular da metaloproteinase 3 (TIMP-3). Apresenta diminuição da resposta de adaptação ao escuro de ambos os cones e bastonetes, resposta bastonetes-cones atrasada e limiar de intensidade absoluto elevado⁶.

Fundus Albipunctatus: Tipo de cegueira noturna congénita estacionária causada por mutações no gene 11cis RDH5. Apresenta adaptação ao escuro e regeneração de rodopsina muito lenta, mas após período de adaptação ao escuro prolongada (>2h), a sensibilidade dos bastonetes melhora quase para níveis normais⁷. O aumento da duração do teste de adaptometria nesta patologia é aconselhado para documentar a recuperação tardia destes fotorrecetores.

Doença Macular Relacionada com a Idade (DMI): Vários estudos têm demonstrado alteração da adaptação ao escuro mediada por bastonetes nas formas iniciais de DMI, com atraso na resposta de bastonetes-cones e redução da sensibilidade dos bastonetes, enquanto a resposta mediada por cones permanece próxima do normal^{8,9}. Doentes com formas intermédias da doença, ainda com acuidade visual normal, referem frequentemente perturbações da visão noturna¹⁰. A sensibilidade e especificidade diagnóstica da adaptometria para detetar DMI foi estimada em 80 e 90%, respetivamente¹¹.

Retinopatia diabética: Verifica-se uma diminuição da adaptação ao escuro dos doentes correlacionada com a gravidade da retinopatia e perda da densidade vascular¹²; as alterações na função da retina externa, identificadas através de diminuição da sensibilidade dos cones e da taxa de recuperação dos bastonetes, parecem relacionadas com alterações estruturais das camadas retinianas no OCT e estão presentes em todos os estadios de retinopatia¹³.

Os testes de adaptometria ao escuro podem ainda ter aplicação na avaliação funcional de trabalhadores em condições de baixa luminosidade ou de doentes com queixas de dificuldades de visão noturna.

LIMITAÇÕES DA ADAPTOMETRIA

A utilidade da adaptometria ao escuro como um auxílio prático ao diagnóstico está limitada pela longa duração do teste, elevada exigência para os doentes e falta de parâmetros *standardizados*¹⁴. Os protocolos de adaptação ao escuro utilizados habitualmente requerem até 60 minutos ou mais e geralmente são feitas mais de 100 estimativas de limiares. A longa duração e o alto número de medições de limiares podem cansar os doentes, afetando a sua colaboração e fiabilidade do teste.

Existem no entanto, protocolos de mais curta duração já estudados e referenciados acima, cuja redução na duração do teste foi alcançada otimizando o tempo de fotobranqueamento e de cálculo dos limiares mantendose uma sensibilidade e especificidade aceitáveis¹¹.

Por último, os resultados deste exame podem ser negativamente influenciados por fatores como a idade (sobretudo a fase mediada por bastonetes), estadios de hipoxia (como altitudes elevadas, doenças vasculares cardíacas ou locais), tabagismo ou exposição recorrente a encandeamento, como por exemplo na condução noturna¹⁴.

BIBLIOGRAFIA

- Kalloniatis M, Luu C. Light and Dark Adaptation Dark Adaptation. Utah Health Sciences Center. 1995.
- 2. Labrique AB, Palmer AC, Healy K, Mehra S, Sauer TC, West KP, et al. A novel device for assessing dark adaptation in field settings Neuro-ophthalmology. BMC Ophthalmol. 2015;
- Owsley C, McGwin G, Clark ME, Jackson GR, Callahan MA, Kline LB, et al. Delayed Rod-Mediated Dark Adaptation Is a Functional Biomarker for Incident Early Age-Related Macular Degeneration. Ophthalmology. 2016;
- 4. Konieczka K, Flammer AJ, Todorova M, Meyer P, Flammer J. Retinitis pigmentosa and ocular blood flow. EPMA J. 2012;
- 5. Collins CE, Koay P. Xerophthalmia because of dietary-induced vitamin a deficiency in a young scottish man. Cornea. 2010;
- Steinmetz RL, Polkinghorne PC, Fitzke FW, Kemp CM, Bird AC. Abnormal dark adaptation and rhodopsin kinetics in Sorsby's fundus dystrophy. In: Investigative Ophthalmology and Visual Science. 1992.
- Niwa Y, Kondo M, Ueno S, Nakamura M, Terasaki H, Miyake Y. Cone and rod dysfunction in fundus albipunctatus with RDH5 mutation: An electrophysiological study. Investig Ophthalmol Vis Sci. 2005;
- Owsley C, McGwin G, Jackson GR, Kallies K, Clark M. Coneand Rod-Mediated Dark Adaptation Impairment in Age-Related Maculopathy. Ophthalmology. 2007;
- Owsley C, Jackson GR, White M, Feist R, Edwards D. Delays in rod-mediated dark adaptation in early age-related maculopathy. Ophthalmology. 2001;
- Scilley K, Jackson GR, Cideciyan A V., Maguire MG, Jacobson SG, Owsley C. Early age-related maculopathy and self-reported visual difficulty in daily life. Ophthalmology. 2002;
- Jackson GR, Scott IU, Kim IK, Quillen DA, Iannaccone A, Edwards JG. Diagnostic sensitivity and specificity of dark adaptometry for detection of age-related macular degeneration. Investig Ophthalmol Vis Sci. 2014;
- 12. Hsiao CC, Hsu HM, Yang CM, Yang CH. Correlation of retinal vascular perfusion density with dark adaptation in diabetic retinopathy. Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol. 2019;
- 13. Bavinger JC, Dunbar GE, Stem MS, Blachley TS, Kwark L, Farsiu S, et al. The effects of diabetic retinopathy and pan-retinal photocoagulation on photoreceptor cell function as assessed by dark adaptometry. Investig Ophthalmol Vis Sci. 2016;
- 14. Yang GQ, Chen T, Tao Y, Zhang ZM. Recent advances in the dark adaptation investigations. Int J Ophthalmol. 2015;

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

8. IMAGIOLOGIA

NEUROIMAGEM DA VIA ÓPTICA

João Bernardes¹, Luis Rito Cruz², Pedro Fonseca¹

¹ Centro de Responsabilidade Integrado de Oftalmologia, Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra

² Unidade Funcional de Neurorradiologia, Serviço de Imagem Médica, Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra

INTRODUÇÃO

A neuroimagem assume um papel complementar na avaliação de doentes com sintomas oftalmológicos. Nomeadamente, a Tomografia Computorizada (TC) e a Ressonância Magnética (RM) permitem detetar as alterações estruturais que explicam a sintomatologia, conduzindo ao correto diagnóstico e tratamento.

No contexto de urgência, a TC é geralmente preferível, devido à sua maior disponibilidade e menor custo. No entanto, no estudo da patologia neuro-oftalmológica, a RM das órbitas e crâneo-encefálica é geralmente mais útil para o estabelecimento de um diagnóstico definitivo.

Não obstante, a requisição de um exame de imagem deverá ser sempre precedida de uma história clínica completa que ajude a localizar a lesão, de forma a escolher as técnicas e sequências de imagens mais apropriadas.

TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA (TC)

A TC aplica os princípios básicos da radiografia, sendo constituída por um emissor de raios-X e um detetor perpendicular a este.

A TC difere da radiografia simples pela movimentação circular do emissor de raios-X e do detetor em volta do doente, o que permite obter cortes axiais de espessura idêntica à do feixe de raios-X. A matriz de dados adquirida é digitalmente processada, resultando numa imagem em escala de cinzentos, que representa os valores da atenuação. A escala de atenuação usa unidades de Hounsfield (HU), tendo sido definido que a água tem 0 HU e o ar -1000 HU. A maioria dos scanners mais recentes obtém as imagens segundo um padrão helicoidal que, para além do movimento circular do scanner, tem também a mesa do paciente em constante movimento. Esta técnica permite diminuir a dose de radiação e aumentar a velocidade de aquisição das imagens.

A matriz de dados é convertida em imagens 2D nos planos axial, coronal e sagital. As reconstruções 3D estão associadas a um maior tempo de aquisição, sendo apropriadas principalmente para o planeamento cirúrgico e na avaliação de patologia traumática. Contudo, a probabilidade de ocultação de pequenas lesões é maior.

A TC é particularmente útil na avaliação do tecido ósseo e de lesões que contenham cálcio, dado o grande efeito

de atenuação deste elemento. As lesões da órbita também podem ser estudadas visto que a gordura orbitária proporciona excelente contraste em relação às restantes estruturas que compõem a órbita: globo ocular, músculos extraoculares e glândula lacrimal. O nervo óptico é melhor avaliado por RM das órbitas.

A administração de contraste intravenoso (IV) aumenta o contraste dos vasos sanguíneos em relação às estruturas envolventes. Esta técnica é usada quando se suspeita de um processo inflamatório, infecioso ou neoplásico, uma vez que nestes casos a barreira hematoencefálica perde a sua integridade, levando ao extravasamento do contraste. As principais complicações do uso de contraste são

a toxicidade renal e as reações alérgicas. Apesar de comummente referido na literatura, a alergia ao marisco não constitui um fator de risco para reações alérgicas ao contraste iodado utilizado na TC¹.

RESSONÂNCIA MAGNÉTICA (RM)

A RM, ao contrário da TC, não utiliza radiação ionizante, recorrendo antes às propriedades físicas naturais do corpo humano. No contexto da patologia neuro-oftalmológica, a RM é um exame mais informativo do que a TC, visto que apresenta maior resolução de contraste, permitindo uma melhor definição das diferentes estruturas do cérebro. O exame baseia-se nas propriedades magnéticas e quânticas do protão do hidrogénio, um dos elementos mais abundantes e difundidos no corpo humano. Um protão tem uma propriedade magnética - spin - que lhe permite interagir com campos magnéticos como se de um pequeno íman se tratasse^{2,3}. Quando o corpo humano é sujeito a um campo magnético homogéneo externo, os spins dos protões alinham-se na mesma direção. Quando é enviado um pulso de radiofrequência (RF), os spins são excitados, porque estão em ressonância com o pulso. Após o pulso de RF, os protões relaxam para o estado inicial de duas formas independentes, que têm tempos de transição distintos - T1 e T2. É neste relaxamento que tem origem o sinal captado na RM. Ao relaxarem, os protões induzem uma alteração no campo magnético, que por sua vez cria um campo elétrico.

De forma resumida, T1 é sobretudo útil para o estudo da anatomia cerebral e T2 para o estudo de condições patológicas, dado que estas estão geralmente associadas a um maior conteúdo de água.

OUTRAS SEQUÊNCIAS

Para além das sequências de imagem T1 e T2, existem outras sequências. As mais úteis em neuro-oftalmologia são: short tau inversion recovery (STIR), fluid attenuated inversion recovery (FLAIR) e diffusion-weighted imaging (DWI).

As sequências STIR e FLAIR têm como objetivo eliminar o sinal da gordura e o sinal do líquido cefalorraquidiano (LCR), respetivamente. As imagens com predominância em T1 apresentam a gordura com maior intensidade, enquanto nas imagens com predominância em T2 é o LCR que tem o sinal mais forte. Ao corrigir a sequência T1 para a gordura e a T2 para o LCR, a intensidade das alterações patológicas torna-se maior do que o brilho das estruturas normais, aumentando assim a capacidade discriminativa do exame. A sequência STIR é útil por exemplo na visualização do nervo óptico intra-orbitário e a sequência FLAIR na visualização de lesões periventriculares de desmielinização.

A sequência DWI é sensível à maior ou menor liberdade com que os protões de hidrogénio se difundem nos tecidos. A intensidade do sinal é tanto menor quanto maior for a difusão dos protões, ou seja, quanto menor for a densidade do tecido. Esta sequência é particularmente útil para o diagnóstico diferencial de edema citotóxico (ex.: lesão vascular isquémica) e edema vasogénico (ex.: peritumoral)^{4,5}. Também pode ser útil na avaliação da celularidade relativa de lesões tumorais.

Tal como na TC, também na RM se recorre a contraste IV de forma a aumentar o contraste entre as estruturas. Utiliza-se o gadolínio, uma substância paramagnética que após a sua administração condiciona relaxamento mais rápido dos protões, existindo, principalmente, aumento do sinal nas imagens ponderadas em T1. Dado que o gadolínio não se difunde através da barreira hematoencefálica, a presença de hipersinal em determinadas estruturas como o nervo óptico indica disrupção da barreira. O gadolínio não deve ser administrado a doentes com doença renal crónica grave, pelo risco de provocar fibrose sistémica nefrogénica, nem a grávidas ou doentes com história de anteriores reações alérgicas ao gadolínio.

Finalmente, na RM funcional utiliza-se a técnica BOLD, *Blood Oxygen Level Dependent*, que aproveita as propriedades magnéticas da desoxihemoglobina, um marcador indireto da atividade cerebral.

O tempo de aquisição de cada plano numa sequência varia entre 3 e 6 minutos. Um estudo cerebral por RM com gadolínio é geralmente composto por: planos sagitais ponderados em T1, axiais T1, T2 e FLAIR, coronais T2, estudo de difusão e aquisição T1 após contraste IV. O tempo de aquisição cerca de 30 minutos. Para avaliar o nervo óptico e a sua bainha são necessárias imagens dirigidas às órbitas que acrescentam cerca de 20 minutos à duração do exame, em particular planos axiais, coronais e, eventualmente, oblíquos sagitais. Em geral, um exame de RM com duração superior a 45 minutos não é bem tolerado pelo doente. É fundamental realizar uma criteriosa seleção das sequências e planos, de forma a minimizar o risco de artefactos por movimentação do doente.

As imagens de RM descrevem habitualmente qual a

sequência utilizada na aquisição. Não obstante, a observação da intensidade do sinal em determinadas estruturas do cérebro permite facilmente concluir sobre a sequência em análise. Na sequência T1, o humor vítreo aparece escuro e a gordura muito brilhante. Em T1 com supressão de gordura é possível apreciar melhor os limites do nervo óptico na RM da órbita. Em T1 pós-contraste, há um maior realce dos vasos sanguíneos cerebrais e dos músculos extraoculares. Em T2, a substância branca aparece escura e a substância cinzenta, o humor vítreo, os ventrículos e os sulcos corticais aparecem brilhantes. Em FLAIR, a imagem é muito semelhante a T2, com a exceção da eliminação do hipersinal do LCR e do humor vítreo.

A contraindicação absoluta para a realização de RM é a presença de alguns tipos de pacemakers e implantes cocleares ou antigos clips aneurismáticos ferromagnéticos. As contraindicações relativas são a claustrofobia e a presença de implantes metálicos, sobretudo faciais⁶.

ANATOMIA DA VIA ÓPTICA

A via óptica inicia-se na retina. Daí, a informação visual segue através do nervo óptico, quiasma óptico e tracto óptico para o núcleo geniculado lateral, de onde é transmitida, através das radiações ópticas, para o córtex visual, no lobo occipital. O **nervo óptico** tem 50 mm de comprimento, dividindose em 4 porções: a porção intraocular, a que se chama disco óptico (1 mm), que é a única porção não mielinizada; a porção intraorbitária (25 mm), que é rodeada de tecido adiposo; a porção intracanalicular (9 mm), que atravessa o canal óptico, acompanhada pela artéria oftálmica e pelo plexo simpático e a porção intracraniana (4-16 mm). Esta última está relacionada inferiormente com a artéria carótida interna, lateralmente com os processos clinóides anteriores e superiormente com a artéria cerebral anterior, o tracto olfativo e o lobo frontal.

O **quiasma óptico** resulta da união dos dois nervos ópticos, ocorrendo neste local a decussação dos axónios que conduzem a informação visual correspondente à retina nasal. Mede cerca de 12 mm de largura, 8 mm de comprimento e 4 mm de espessura. Pode assumir três posições: a posição mais comum, sob a sela turca, em 80% dos casos; a posição anterior, no tubérculo da sela (15%); ou a posição posterior, no dorso da sela (5%)^{7,8}. O quiasma óptico relaciona-se inferiormente com o infundíbulo da hipófise e superiormente com as artérias cerebrais anteriores, o terceiro ventrículo e o hipotálamo.

O **tracto óptico** estende-se do quiasma ao núcleo geniculado lateral, contornando lateralmente o hipotálamo e os pedúnculos cerebrais e medialmente o lobo temporal.

O **núcleo geniculado lateral** é um local de sinapse que contém os neurónios cujos axónios formam a radiação óptica. Situa-se na zona lateral posteroinferior do tálamo, sendo geralmente visualizado em planos axiais ao nível do terceiro ventrículo.

A radiação óptica ou tracto genículo-calcarino cursa posterior e lateralmente aos ventrículos laterais, terminando no córtex visual primário.

O **córtex visual primário** localiza-se ao longo do sulco calcarino no lobo occipital medial. A informação visual proveniente da mácula projeta-se no polo occipital. Cerca de 80% do córtex visual é dedicado aos 30º centrais da retina⁸.

PATOLOGIAS DA VIA ÓPTICA

Nevrite óptica

O diagnóstico de nevrite óptica é essencialmente clínico. Nesta patologia existe diminuição aguda da acuidade visual associada a discromatopsia, defeito pupilar aferente relativo e, frequentemente, dor ocular exacerbada pelos movimentos oculares. O diagnóstico diferencial é extenso. No entanto, as causas mais comuns são a nevrite óptica idiopática e a nevrite óptica associada à esclerose múltipla. As porções intraorbitária e intracanalicular são as mais frequentemente afectadas.

O exame de neuroimagem mais apropriado é a RM. Observa-se hipersinal do nervo óptico nas sequências ponderadas em T2 e reforço de sinal após contraste IV, traduzindo disrupção da barreira hematoencefálica.

A neuroimagem na nevrite óptica assume um papel especialmente importante no diagnóstico da esclerose múltipla. Segundo o Optic Neuritis Treatment Trial (ONTT), 39% dos doentes com nevrite óptica apresentavam na altura do diagnóstico alterações na RM crânio-encefálica9. Conforme os critérios de McDonald revistos em 2017, o diagnóstico de esclerose múltipla necessita da documentação clínica ou imagiológica de disseminação temporal ou espacial da doença. O critério espacial é cumprido pela deteção de pelo menos duas lesões hiperintensas em T2 em dois dos quatro locais típicos afetados pela esclerose múltipla, nomeadamente, regiões periventricular, justacortical, infratentorial e medula espinhal. O critério temporal corresponde ao aparecimento durante o seguimento de uma nova lesão com hipersinal em T2 ou pós-contraste IV ou à presença simultânea, em pós-contraste IV, de lesões assintomáticas que realçam e outras que não realçam^{10,11}. Além do realce pós-contraste IV, também a sequência DWI permite diferenciar as lesões desmielinizantes activas das indolentes, visto que as lesões ativas apresentam edema (Figura 1).

Mais recentemente, com a deteção do anticorpo AQP4, a neuromielite óptica deixou de ser considerada um subtipo da esclerose múltipla e consolidou-se como uma patologia independente¹². De facto, estas duas patologias diferem não só clínica como imagiologicamente^{12,13}. A RM é um exame fundamental para o diagnóstico da neuromielite óptica. A nível do nervo óptico, as lesões hiperintensas em T2 tendem a ser longitudinalmente mais extensas, afetando com frequência o quiasma óptico ou mesmo o tracto óptico. Na medula espinhal, as lesões estendem-se por três ou mais segmentos vertebrais. A nível cerebral, as lesões localizam-se tipicamente nos locais ricos em AQP4: hipotálamo, diencéfalo e área postrema. No entanto, tal como na esclerose múltipla, estão também descritas lesões subcorticais na substância branca^{12,14,15}.



Fig. 1: Doente de 23 anos com esclerose múltipla surto-remissão. Plano sagital ponderado em T2-FLAIR (A), observando-se lesões desmielinizantes com hipersinal na substância branca periventricular e lesão justacortical occipital (seta branca). Imagem de fusão susceptibility weighted imaging (SWI) e T2-FLAIR (B) evidencia a distribuição perivenular das lesões desmielinizantes (seta branca).

Mais recentemente foram descritos casos de nevrite óptica associada a anticorpos positivos anti-MOG (myelin oligodendrocyte glycoprotein)^{16,17}. A principal manifestação clínica da MOGAD (MOG-IgG-associated disorder) em adultos é a neuropatia óptica e em crianças é a encefalite aguda disseminada (ADEM). Também se pode manifestar como mielite transversa isolada ou associada à neuropatia óptica. A neuropatia óptica apresenta algumas características que a distinguem da EM e da neuromielite óptica. Apesar de estar geralmente associada a uma acentuada diminuição da acuidade visual inicial apresenta, ao contrário da neuromielite óptica, uma boa resposta ao tratamento e um prognóstico mais favorável. É comum ocorrer bilateralmente, manifestar-se com edema do disco moderado a grave, com hemorragias peripapilares e apresentar um curso recorrente ou dependente de corticosteroides. Na RM são observadas lesões hiperintensas em T2 e com reforço de sinal após contraste que afetam geralmente uma grande extensão do nervo óptico. No entanto, estas lesões na MOGAD tendem a atingir a porção mais anterior. Um sinal imagiológico característico da MOGAD é o realce perineural que traduz a inflamação da bainha do nervo óptico e da gordura orbitária que o rodeia (Figura 2). Também está associada a lesões cerebrais desmielinizantes, sobretudo afetando a área supratentorial, tronco cerebral, cerebelo e medula espinhal. Ao contrário da neuromielite óptica, as lesões medulares por MOGAD tendem a localizar-se na porção mais inferior da medula, no cone medular^{12,17,18}.

Meningioma

Trata-se de um tumor cerebral extra-axial comum, com uma maior incidência no sexo feminino e em idades entre os 40 e 60 anos. Quando é bilateral, pode estar associado a síndromes genéticas como a neurofibromatose tipo 2. É muito raro desenvolverem metástases, podendo, no entanto, invadir localmente a dura e o osso adjacente^{7,8}. Imagiologicamente, a RM revela uma massa bem circunscrita isointensa em T1 e isohiperintensa em T2 (Figura 3). No caso de meningiomas da bainha do nervo



Fig. 2: Mulher de 40 anos de idade com nevrite óptica anti-MOG positiva. Imagens coronal (A) e axial (B) ponderadas em T1, com saturação de gordura e após administração de contraste, observando-se realce discreto da bainha do nervo à esquerda, com extensão ligeira à gordura contígua (setas brancas).



Fig. 4: Doente de 58 anos com meningioma da bainha do nervo óptico. Nas imagens axial e coronal ponderadas em T1, com saturação de gordura e após a administração de contraste (A e B), visualiza-se espessamento tubular da bainha do nervo óptico esquerdo, definindo-se os sinais do "tram track" (seta branca) e do "donut".

óptico, as imagens em T1 pós-contraste IV e com saturação do sinal da gordura são particularmente úteis, observandose um realce periférico linear homogéneo do nervo óptico, o "tram-track sign", que permite o diagnóstico diferencial com gliomas do nervo óptico⁴ (Figura 4). A TC pós-contraste IV demonstra igualmente uma lesão com realce homogéneo, sendo especialmente vantajosa na avaliação da calcificação tumoral ou da hiperostose reativa do osso adjacente⁸.



Fig. 3: Meningioma centrado na apófise clinóide em doente de 47 anos de idade. Imagens coronal ponderada em T2 (A) e sagital em T1 após administração de gadolínio (B). Identifica-se lesão expansiva extra-axial na região da apófise clinoide direita, com extensão para o plano esfenoidal e definindo-se pequena cauda dural (seta branca). A lesão condiciona marcado desvio da porção cisternal do nervo óptico direito, encontrando-se este moldado lateralmente à lesão.

Glioma

Trata-se de um tumor com maior incidência em idade pediátrica, representando 3% a 6% dos tumores cerebrais desta faixa etária. Quando tem início na infância, este tumor geralmente apresenta um comportamento mais indolente que em adultos. É geralmente unilateral e esporádico. Quando afeta ambos os nervos ópticos, está invariavelmente associado à neurofibromatose tipo 1^{7,8}. A RM permite uma melhor caracterização do tumor do que a TC. Observa-se um alargamento fusiforme difuso do nervo óptico, do quiasma e/ou dos tratos ópticos com possível invasão dos tecidos adjacentes. Tipicamente, é uma lesão homogénea, hipointensa em T1 e hiperintensa em T2 e com reforço de sinal após contraste IV^{4,7,19} (Figura 5).



Fig. 5: Doente de 43 de anos com glioma do nervo óptico. Imagens coronal ponderada em T2 (A) e sagital oblíqua em T1 após gadolínio (B), visualizando-se expansão regular do segmento intraorbitário do nervo óptico esquerdo, sem realce intrínseco.

Craniofaringioma

Representa 2 a 5% dos tumores primários do cérebro e evidencia uma distribuição bimodal, com um pico antes dos 20 anos e outro aos 50 anos. É um tumor benigno com localização suprasselar. Tem origem nas células do epitélio da bolsa de Rathke, uma invaginação embrionária da faringe que posteriormente leva à formação da hipófise anterior^{8,19}. Imagiologicamente, caracteriza-se pela heterogeneidade, apresentando um conteúdo sólido e quístico (Figura 6). Por vezes são evidentes também depósitos de cálcio, que podem ser detetados pela TC.

Adenoma da hipófise

Trata-se do tumor mais frequente da região selar



Fig. 6: Craniofaringioma em doente com 45 anos de idade. Imagens sagital ponderada em T1 após a administração de gadolínio (A) e coronal ponderada em T2 (B), visualizando-se lesão centrada na cisterna suprasselar com realce intenso heterogéneo. Observa-se extensão para o III ventrículo e desvio anterior do quiasma óptico (seta branca).

representando cerca de 15% dos tumores cerebrais. Pode estar associado à produção de hormonas como prolactina, ACTH ou hormona do crescimento. No entanto, até 25% dos tumores são não-secretores^{4,8,19}.

Imagiologicamente apresentam realce homogéneo, coexistindo por vezes áreas de hemorragia, necrose e/ou alterações quísticas. O sinal imagiológico de "boneco de neve" é típico do macroadenoma da hipófise e demonstra a indentação do tumor pelo diafragma da sela turca quando este se expande para a região suprasselar.

Na TC é possível observar a expansão selar do tumor e a remodelação do tecido ósseo envolvente. No estudo por RM, visualiza-se uma lesão com sinal intermédio nas imagens ponderadas em T1 e T2 e reforço de sinal após contraste IV. A RM é indispensável na avaliação dos adenomas, nomeadamente na medição e na avaliação da relação com estruturas adjacentes como o quiasma óptico, nervos ópticos e seios cavernosos (Figuras 7, 8 e 9).



Fig. 7: Doente de 31 anos de idade com microadenoma hipofisário. Planos coronais ponderados em T1, antes e após administração de gadolínio (A e B), observando-se, na vertente látero-inferior direita da adenohipófise, pequena área de menor realce correspondente à lesão (seta branca).



Fig. 8: Macroadenoma hipofisário em homem com 38 anos de idade. Imagens coronais ponderadas em T2(A) e T1 após gadolínio (B), que demonstram lesão expansiva selar e suprasselar, com invasão do seio cavernoso direito. Visualiza-se moldagem e desvio superior do quiasma óptico, sobretudo da sua vertente direita (seta branca).



Fig. 9: Apoplexia hipofisária em doente com 70 anos de idade. Imagens sagital (A) e coronal (B) ponderadas em T1 que demonstram lesão expansiva intra e suprasselar com hipersinal heterogéneo traduzindo hemorragia subaguda. O quiasma óptico encontra-se moldado e desviado superiormente (seta branca).

Acidente Vascular Cerebral (AVC)

Os AVCs que atingem a via óptica ocorrem frequentemente no território da circulação posterior vertebrobasilar. No geral, são menos frequentes que os AVCs da circulação anterior (artéria carótida interna e artérias cerebrais anterior e média).

O resultado da avaliação imagiológica dos AVCs depende do tipo (hemorrágico ou isquémico) e do tempo de evolução. No caso de AVCs isquémicos, a TC pode não revelar qualquer alteração nas primeiras 24 a 36 horas. O exame por RM revela tipicamente hipersinal T2-FLAIR^{20,21}, permitindo o estudo de difusão uma deteção mais precoce da lesão isquémica, observando-se áreas de hipersinal (Figura 10).

Nos AVCs hemorrágicos, as lesões hiperagudas surgem isointensas nas imagens ponderadas em T1 e T2. No entanto, em AVCs com uma evolução entre 24 a 48 horas, as lesões demonstram redução progressiva do sinal T2. Na TC, as lesões hemorrágicas são tipicamente hiperdensas²¹. A angio-CT e a angio-RM dos vasos do pescoço e do círculo de Willis podem ser muito úteis para identificar áreas de estenose ou de obstrução vascular.



Fig. 10: Lesão vascular isquémica aguda no território da artéria cerebral posterior (ACP) direita. Plano axial em estudo por TC (A) que demonstra hipodensidade córtico-subcortical temporo-occipital interna, definindo-se ainda pequena lesão no território perfurante tálamo-capsular da ACP (seta branca). Outro doente com lesão vascular isquémica aguda no território da artéria cerebral posterior (ACP) esquerda. Plano axial em estudo por TC (B) que demonstra hipodensidade córtico-subcortical temporo-occipital interna. No exame por RM, observa-se correspondente hipersinal no estudo de difusão (C).

CONCLUSÃO

A neuroimagem é fundamental na avaliação do doente com sintomatologia neuro-oftalmológica. Antes de requisitar um exame de neuroimagem é indispensável realizar história clínica e exame oftalmológico pormenorizados que identifiquem o contexto clínico e a localização presumível da lesão em questão.

De forma geral, a RM é o exame preferível. Determinadas sequências da RM podem ser necessárias consoante o provável tipo e local da lesão: supressão da gordura no caso de patologia orbitária; sequência FLAIR na avaliação de lesões da substância branca ou DWI na suspeita de AVC ou lesões tumorais.

A TC é muito útil no estudo da patologia orbitária: orbitopatia tiroideia, inflamação orbitária ou patologia traumática da órbita. A TC cerebral é também muito útil sempre que se suspeite de lesões ósseas ou hemorrágicas e ainda no contexto de urgência, dada a sua maior disponibilidade.

Finalmente, é importante referir que, caso o exame de imagem não detete qualquer anomalia ou a anomalia descrita não justifique a clínica, deve-se rever as imagens, se possível em conjunto com o neurorradiologista. Se ainda assim não forem detetadas alterações, deverá ser requisitado um novo exame, sobretudo se existir agravamento da sintomatologia do doente.

BIBLIOGRAFIA

- Schabelman E, Witting M. The relationship of radiocontrast, iodine, and seafood allergies: a medical myth exposed. *J Emerg Med*. 2010;39(5):701-707.
- 2. Westbrook C, Talbot J. *MRI in Practice*. Hoboken/New Jersey: Wiley-Blackwell; 2018.
- Schild HH. MRI, Made Easy. Berlin/Bergkamen: Schering AG; 1990.
- 4. Johnson MC, Policeni B. *Neuroimaging in Ophthalmology*. New York, NY: Oxford University Press; 2011.
- 5. Horowitz AL. MRI Physics for Physicians. New York, NY: Springer

Science & Business Media; 2012.

- 6. MRI Safety Home. Retrieved March 14, 2020, from http://www. mrisafety.com/
- Müller-Forell WS. Imaging of Orbital and Visual Pathway Pathology. Berlin/Heidelberg: Springer Science & Business Media; 2006.
- 8. Bhatti MT, Schmalfuss I. Handbook of Neuroimaging for the Ophthalmologist. London: JP Medical Ltd; 2014.
- Optic Neuritis Study Group The 5-year risk of MS after optic neuritis. Experience of the optic neuritis treatment trial. *Neurology*. 1997;49(5):1404-1413.
- Dobson R, Giovannoni G. Multiple sclerosis a review. *Eur J Neurol.* 2019;26(1):27-40.
- 11 Filippi M, Rocca MA, Ciccarelli O, et al. MRI criteria for the diagnosis of multiple sclerosis: MAGNIMS consensus guidelines. *Lancet Neurol.* 2016;15(3):292-303.
- 12. de Seze J. MOG-antibody neuromyelitis optica spectrum disorder: is it a separate disease? *Brain*. 2017;140(12):3072-3075.
- Tatekawa H, Sakamoto S, Hori M, et al. Imaging Differences between Neuromyelitis Optica Spectrum Disorders and Multiple Sclerosis: A Multi-Institutional Study in Japan. *Am J Neuroradiol.* May 2018.
- 14. Fujihara K. Neuromyelitis optica spectrum disorders: still evolving and broadening. *Curr Opin Neurol.* 2019;32(3):385-394.
- Matthews L, Marasco R, Jenkinson M, et al. Distinction of seropositive NMO spectrum disorder and MS brain lesion distribution. *Neurology*. 2013;80(14):1330.
- 16. de Seze J. MOG-antibody neuromyelitis optica spectrum disorder: is it a separate disease? *Brain*. 2017;140(12):3072-3075.
- Tajfirouz DA, Bhatti MT, Chen JJ. Clinical Characteristics and Treatment of MOG-IgG-Associated Optic Neuritis. *Curr Neurol Neurosci Rep.* 2019;19(12):100.
- Caron-Cantin M, Cestari DM, Fortin E. Clinical and radiologic approach to "typical" versus antibody-related optic neuritis. *Curr Opin Ophthalmol.* 2019;30(6):412-417.
- 19. Lee AG, Sinclair AJ, Sadaka A, Berry S, Mollan SP. *Neuro-Ophthalmology*. Cham: Springer; 2019.
- 20. Nour M, Liebeskind DS. Brain imaging in stroke: insight beyond diagnosis. *Neurotherapeutics*. 2011;8(3):330-339.
- 21. Nentwich LM, Veloz W. Neuroimaging in acute stroke. *Emerg* Med Clin North Am. 2012;30(3):659-680.
TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA DA Órbita, globo ocular e anexos

Sónia Torres-Costa¹, Gonçalo Coutinho Alves², Vítor Leal¹ ¹ Serviço de Oftalmologia, Centro Hospitalar Universitário de São João ² Servico de Neuroradiologia, Centro Hospitalar Universitário de São João

A Tomografia Computadorizada (TC) revolucionou o diagnóstico e o tratamento de várias patologias orbitárias sendo, atualmente, um método de imagem indispensável na sua avaliação.

Baseia-se no princípio da atenuação dos feixes de raio-X, utilizando um feixe altamente colimado. Os coeficientes de atenuação dos diferentes tecidos estão parametrizados nas denominadas Unidades de Hounsfield (Figura 1).

As principais vantagens da técnica são a sua disponibilidade e rapidez de aquisição. Os cortes da TC da órbita são obtidos em secções de 1.5 mm, por oposição aos cortes de 3mm realizados na TC cerebral. Cortes finos de 1 ou 0.8 mm podem ser solicitados perante indicações específicas, nomeadamente na pesquisa de corpo estranho intraocular. A possibilidade de reconstruções multiplanares (planos axial, coronal e sagital), reformatações tridimensionais e complemento com estudos contrastados ou angiográficos permitem uma avaliação muitas vezes completa das lesões que afetam a órbita. Perante as diversas possibilidades da técnica e estruturas avaliadas, a informação clínica veiculada ao imagiologista reveste-se de grande importância, de forma à aquisição e relato do exame irem ao encontro da dúvida diagnóstica.

A TC da órbita é de facto útil para avaliar a maioria das estruturas orbitárias. Sobretudo quando o diagnóstico é aparente, é adequada para identificar achados adicionais ou complicações (por exemplo, celulites), e pode mesmo ser suficiente para um diagnóstico definitivo e seu followup (por exemplo, nos casos de cavernoma, Doença de Graves). É a modalidade de escolha no trauma e na avaliação de lesões ósseas ou calcificadas.

Possibilita a avaliação anatómica por compartimentos, sendo capaz de localizar, caracterizar e inferir o efeito sobre estruturas adjacentes de diversas entidades patológicas.

Em qualquer doente com alterações sugestivas de uma lesão orbitária, deve ser feita uma análise metódica da TC. Assim, os seguintes parâmetros devem ser avaliados de forma sistemática:

• Localização no compartimento orbitário (intra ou extracónico);

- Características da lesão:
 - \circ Forma
 - Limites (bem definidos versus difícil definição de interfaces);
 - o Consistência (homogénea versus heterogénea)
- Efeito sob as estruturas adjacentes (lesão que molda os tecidos ou infiltrativa); possíveis consequências: • Proptose

pode ser avaliada pela técnica de Hilal e Trokel. No scan axial da região médio-orbitária, é desenhada uma linha reta entre as margens anteriores dos processos zigomáticos. Normalmente, esta linha interseta o globo na região do equador ou atrás desta. A distância entre a córnea anterior e a linha interzigomática é inferior a 23 mm. Uma assimetria superior a 2 mm ou um valor superior ou igual a 23 mm indicam proptose.
Tenting do globo

- Conformação cónica do globo com redução do ângulo posterior < 130º
- Alterações ósseas (moldagem, erosão, hiperostose);
- Extensão intracraniana ou peri-orbitária.

Structure	HU
Acute blood	56 to 76
Air	-1,000
Bone	1,000
Calcification	140 to 200
Cerebrospinal fluid	0
Fat	-30 to -100
Gray matter (caudate head)	32 to 41
White matter (centrum semiovale)	23 to 34

CT, computed tomography; HU, Hounsfield units.

Fig. 1. Unidades de Hounsfield, adaptado David M. Yousem and Robert I. Grossman, The Requisites Neuroradiology 3th Edition

De seguida, apresentam-se várias patologias orbitárias onde a TC constitui uma importante ferramenta de diagnóstico e planeamento terapêutico.

TRAUMA

A TC é a modalidade de imagem de escolha no trauma, fornecendo uma excelente visualização das estruturas ósseas, sendo altamente sensível para a deteção de fraturas. Embora de forma mais limitada, permite uma adequada avaliação de lesões de tecidos moles, e tem elevada sensibilidade para identificação de corpos estranhos. O estudo por angio-TC é fundamental perante a suspeita de fístulas carotído-cavernosas.

Perante um trauma ocular, é necessária uma avaliação detalhada e metódica da TC. Assim sugere-se a avaliação dos seguintes parâmetros:

- Lesão de estruturas ósseas/fraturas: número, localização, grau e direção do deslocamento dos fragmentos ósseos;
- Lesão de tecidos moles: encarceramento dos músculos extraoculares, hematoma, enfisema;
- Lesão do globo ocular:
 - Câmara anterior: perfuração, hifema;
 - Cristalino: luxação, catarata traumática;
 - Segmento posterior: hemovítreo, descolamento de retina, descolamento coroideu;
- Presença e localização de corpos estranhos.

Diversos padrões de fraturas podem ser encontrados, sendo que a sua identificação facilita a procura pelas disrupções anatómicas que provocam. Falamos das fraturas tipo blowin/blow-out, do complexo zigomático-maxilar, complexo naso-orbito-etmoidal, e do tipo Le Fort (Figura 2).



Fig. 2 – Fratura do complexo zigomático-maxilar, com traços de fratura intercetando as paredes lateral e pavimento da órbita esquerda. Hematoma extra-cónico lateral à esquerda. Disrupção do canal infra-orbitário e herniação da gordura intra-orbitária para o seio maxilar ipsilateral.

Quando de forma isolada, mais frequentemente o pavimento e a parede medial são afetados. As fraturas do pavimento orbitário são mais frequentes na parte posteromedial, a região de maior fragilidade. Nestas situações, é possível observar sinais de descontinuidade óssea e a projeção de fragmentos que preferencialmente invadem o seio maxilar.O prolapso da gordura orbitária e/ou do reto inferior, assim como o preenchimento do seio maxilar com ou sem nível de líquido também podem ser observados. Nas fraturas da parede medial, para além da descontinuidade óssea, também coexiste frequentemente enfisema.

Deve suspeitar-se de fraturas do canal óptico em lesões de maior gravidade e quando coexiste perda da acuidade visual. A presença de sangue no seio etmoidal, que apresenta uma densidade semelhante à dos tecidos moles, pode ser uma pista útil para detetar uma fratura do canal óptico.

A TC apresenta uma sensibilidade até 100% na identificação de corpos estranhos. Estes podem ser intra ou extraoculares, localizando-se mais frequentemente na câmara posterior. Elementos inorgânicos (metal, vidro, plástico) são mais facilmente identificados (Figura 3) e não desencadeiam resposta inflamatória, contrariamente ao que acontece, por exemplo, com a madeira.



Fig. 3 – Corpo estranho intraocular, hiperatenuante que interessou a câmara anterior e se alojou medialmente ao cristalino.

LESÕES INFLAMATÓRIAS

Celulite orbitária

Os processos inflamatórios que envolvem a órbita podem ser de natureza infeciosa ou não-infeciosa. Os processos infeciosos mais comuns são as celulites bacterianas de origem sinusal, por contiguidade das células etmoidais ou seios maxilares. A TC é fundamental para esclarecer se o processo é de localização exclusivamente pré-septal ou se tem atingimento pós-septal, sendo possível individualizar o septo orbitário em reformatações no plano sagital. Esta diferenciação é fundamental uma vez que a atitude terapêutica é diferente. A celulite pré-septal tem tratamento em ambulatório com antibioterapia oral. A celulite com componente pós-septal requer internamento hospitalar para realização de antibioterapia endovenosa. A TC permite a deteção de complicações associadas à celulite orbitária como é exemplo o abcesso subperiostal (Figura 4).

As estruturas anexas podem igualmente ser afetadas, na forma de dacrioadenite ou dacriocistite (Figura 5).

Os processos inflamatórios da órbita não infeciosos são genericamente denominados de pseudotumores ou de síndrome inflamatória idiopática. Estas patologias são



Fig. 4 – Processo inflamatório do labirinto etmoidal com extensão ao espaço extra-cónico à esquerda, com formação de abcesso subperiostal.



Fig. 5 – Celulite orbitária com dacriocistite associada à direita.

um diagnóstico de exclusão e parecem ter uma base fisiopatológica autoimune. Histopatologicamente, são caracterizados por um infiltrado, principalmente, linfoplasmocitário policlonal. Na TC, o pseudotumor pode ter várias apresentações, podendo manifestar-se como uma massa bem definida ou com envolvimento mais difuso. Também pode manifestar-se com o aumento das dimensões da glândula lacrimal ou sob a forma de miosite, sendo que nesta forma, geralmente, envolve um aumento difuso de um ou mais músculos. Geralmente não há alterações ósseas, e o envolvimento da inserção tendinosa é comum.

A episclerite tem habitualmente etiologia inflamatória não infeciosa (Figura 6).

■ INFILTRAÇÕES LINFÓIDES: LINFOMAS E HIPERPLASIA LINFÓIDE REACIONAL

Na TC, os linfomas aparecem como massas homogéneas, bem definidas, lobuladas, frequentemente alongadas que se moldam às estruturas orbitárias. Apresentam realce moderado a intenso após contraste. Situam-se mais



Fig. 6 - Espessamento posterior das túnicas do globo à direita, traduzindo episclerite.

frequentemente no espaço extracónico, mas também pode haver envolvimento intracónico. Raramente ocorre erosão óssea. O diagnóstico final requer realização de biópsia e análise histológica.



Fig. 7- Linfoma de tecido linfoide associado à mucosa (MALT) cuja diagnóstico foi confirmado após biópsia e análise histológica e imunocitoquímica. O doente apresentava proptose progressiva desde há 3 meses. A TC evidencia uma lesão expansiva, à esquerda, em topografia intracónica, que se estende, entre os músculos retos medial, lateral e inferior em proximidade com a veia oftálmica e nervo óptico. Não se observam calcificações nem deformação do globo ocular.

ORBITOPATIA DE GRAVES

Nesta condição, a TC é capaz de nos demonstrar um espessamento dos músculos extraoculares que, tipicamente, poupa a inserção tendinosa. Embora todos os músculos possam estar envolvidos, o reto inferior e medial são os músculos mais frequente e precocemente envolvidos. Geralmente, o envolvimento é bilateral (Figura 8).

MUCOCELO

Esta lesão resulta da acumulação e expansão de uma estrutura secundária à retenção de conteúdo mucoso. Envolve mais frequentemente os seios perinasais e pode exercer efeito compressivo ou invadir o compartimento orbitário (Figura 9).



Fig. 8 - Espessamento bilateral dos músculos extraoculares, com atingimento preferencial dos retos mediais, poupando a inserção tendinosa.



Fig. 9 - Mucocelo em topografia extra-cónica na vertente superior da órbita esquerda.

NEOPLASIAS

Embora com potencial limitado, a TC tem ainda assim um papel fundamental na caracterização de várias neoplasias. Os gliomas do nervo óptico surgem, principalmente, em crianças entre 2 e 6 anos. Podem afetar o nervo óptico, o quiasma e os tratos ópticos, levando ao espessamento e tortuosidade dessas estruturas. Habitualmente, não estão presentes calcificações (Figura 10).

O meningioma da baínha do nervo óptico afeta mais frequentemente mulheres de meia idade. Na TC é possível observar um espessamento das meninges ou de todo o complexo. O tumor é frequentemente isodenso em relação ao nervo óptico, apresentando o característico sinal de *tram-track* nas imagens após contraste.

A TC também é útil na avaliação de metástases sobretudo as lesões extracónicas e ósseas e que correspondem a 10% das neoplasias orbitárias. As neoplasias da mama nas mulheres e do pulmão no homem são aquelas que mais frequentemente metastizam para a órbita. A grande asa do esfenóide é o principal local de metastização óssea na órbita, enquanto que a nível muscular, o espessamento isolado do músculo reto lateral deve ser levantar suspeita de lesão maligna (Figura 11).



Fig. 10 - Espessamento da vertente posterior de ambos os nervos ópticos, no contexto de glioma das vias ópticas com extensa infiltração parenquimatosa.



Fig. 11 - Lesão tecidular intracónica à esquerda, sem se definir plano de clivagem com o músculo reto lateral.

PATOLOGIA VASCULAR

As lesões vasculares da órbita mais comuns são as dilatações venosas, as malformações arteriovenosas, as fistulas carótido-cavernosas e os aneurismas. As fístulas carótidocavernosas manifestam-se como uma exoftalmia pulsátil, "orbital bruit" e quemose. Podem ser diretas (resultantes de rutura aneurismática ou trauma) ou indiretas. Em imagem, as fistulas carótido-cavernosas caracterizam-se por uma arterialização de estruturas venosas, com um aumento ispilateral das dimensões do seio cavernoso, da veia oftálmica superior e consequentes sinais de congestão orbitária causando proptose. As malformações arteriovenosas também se apresentam como estruturas tortuosas com realce marcado após contraste.

O hemangioma cavernoso acomete principalmente adultos jovens e de meia idade, sendo, geralmente, uma lesão intracónica, com limites bem definidos e de crescimento lento. A TC mostra uma lesão bem delimitada com realce heterogéneo e gradual após contraste.

As dilatações varicosas manifestam-se como proptose intermitente e dor retrobulbar. Na TC, observa-se uma lesão fusiforme e globular com limites bem definidos e que apresenta um realce marcado após contraste. Estas lesões aumentam de dimensões com a manobra de Valsalva o que confirma o seu diagnóstico. Associa-se, por vezes, a uma expansão dos tecidos ósseos adjacentes. A trombose das veias oftálmicas tem mais frequentemente uma etiologia infeciosa e manifesta-se como proptose e parésia de pares cranianos.

Os aneurismas localizam-se geralmente na origem da artéria oftálmica, ramificação da artéria carótida interna. São difíceis de detetar na TC a não ser que tenham grandes dimensões e podem simular um tumor da hipófise. Os aneurismas raramente têm uma localização intraorbitária. Como lesão benigna de origem vascular com diferenciação linfática, o linfangioma é diagnosticado, maioritariamente, na primeira década de vida. Pode ter uma localização intra ou extracónica, pode ser lobulado e septado e, geralmente, apresenta limites mal definidos. A presença de hemorragia ou cistos hemorrágicos também é comum. A TC evidencia uma lesão lobular, heterogénea, com realce após contraste variável (Figura 12). A presença de nível fluido-fluido é um achado diferenciador quando presente.



Fig. 12 – Linfangioma. Volumosa lesão orbitária lobulada e heterógenea, à esquerda, que atravessa os diferentes compartimentos e motiva proptose.

LESÕES OCULARES

A grande maioria das lesões oculares podem ser avaliadas por ecografia modo B. No entanto, a TC pode ajudar no diagnóstico de algumas neoplasias oculares.

O retinoblastoma (Figura 13) é o exemplo paradigmático, uma vez que se trata de uma lesão frequentemente calcificada. A TC não é essencial para o diagnóstico, mas deve ser solicitada nos doentes com proptose, perante a suspeita de infiltração do nervo óptico e nos casos de tumor hereditário para exclusão de pineoblastoma. A TC complementa a RMN e ajuda na diferenciação de extensão extraescleral do tumor e celulite orbitária secundária a necrose tumoral, o que tem implicações terapêuticas dado que na primeira situação é necessária quimioterapia e radioterapia pós exérese e na segunda é necessário corticoterapia antes da enucleação.

O melanoma da coróide surge como um espessamento localizado nas camadas uveoesclerais e é visto como uma massa polipoide quando tem mais de 3 mm de espessura. Os descolamentos da retina e da coróide também podem ser diagnosticados incidentalmente através da TC.

De um modo geral, a TC não é melhor que a ecografia no diagnóstico de lesões oculares, sendo a sua aplicabilidade nestes casos limitada.



Fig. 13 - Retinoblastoma bilateral. Massa intraocular com calcificação associada à direita; volumosa lesão expansiva tecidular com ponta de partida ocular à esquerda.

🗖 ANOMALIAS ESTRUTURAIS DA ÓRBITA

Pequenas assimetrias orbitárias são comuns e não têm significado clínico. Por exemplo, uma assimetria moderada pode ser observada em condições de hipoplasia maxilar. Disostoses craniofaciais como a doença de Crouzon e Apert caracterizam-se por disostoses, hipertelorismo e exorbitismo. Outras anomalias do desenvolvimento como a ausência da grande ou pequena asa do osso esfenóide (Figura 14) podem ser observadas na neurofibromatose tipo 1, também conhecida como doença de von-Recklinghausen.

Por representarem a lesão congénita benigna mais comum da órbita, e com achados característicos em TC,

referem-se os quistos dermóides, que surgem como uma massa extracónica na vertente súpero-lateral da órbita em relação com a sutura frontozigomática. Na TC, os quistos dermóides têm uma densidade semelhante à gordura, mas com um realce na periferia. Podem apresentar níveis fluido-gordura e causam remodelação óssea (Figura 15). É fundamental o diagnóstico diferencial com lesões da glândula lacrimal.



Fig. 14 - Displasia das asas do esfenóide à esquerda.



Fig. 15 - Lesão ovalada com presença de nível na vertente súpero-lateral da órbita esquerda, moldando o globo e com remodelação óssea associada.

CONCLUSÃO

A TC é uma modalidade de imagem útil no diagnóstico e decisão de abordagem terapêutica da maioria das patologias orbitárias, posicionando-se como o exame de primeira linha a solicitar. Um oftalmologista deve ser capaz de interpretar

de forma sistemática e objetiva uma TC.

BIBLIOGRAFIA

- 1. Naik MN, Tourani KL, Sekhar G C, Honavar SG. Interpretation of computed tomography imaging of the eye and orbit. A systematic approach. Indian J Ophthalmol 2002;50:339-53
- 2019-2020 Basic and Clinical Science Course Section 07: Oculofacial Plastic and Orbital Surgery. American Academy of Ophthalmology.
- 3. David M. Yousem and Robert I. Grossman, The Requisites Neuroradiology 3th Edition
- Hatem A. Tawfick, Ahmed Abdelhaim, MAmdouh H. elkafraqy, Computed tomography of the orbit – a review and an update, Oculoplastic Imaging Update 2012

RM DA ÓRBITA, GLOBO OCULAR E ANEXOS

Ana Duarte¹, Bruno Cunha², João Jacinto³

- ¹ Departamento de Oculoplástica, Órbita e Vias Lacrimais; Serviço de Oftalmologia; Centro Hospitalar e Universitário de Lisboa Central. Instituto Português de Oncologia de Lisboa. Hospital Cuf Descobertas.
- ² Serviço de Neurorradiologia, Centro Hospitalar e Universitário de Lisboa Central.
- ³ Serviço de Neurorradiologia, Centro Hospitalar e Universitário de Lisboa Central

INTRODUÇÃO

Os exames de imagem como a Tomografia Computorizada (TC) e a Ressonância Magnética (RM) vieram alterar substancialmente a forma como diagnosticamos e tratamos patologia orbitária. O Neurorradiologista tornou-se um importante aliado na fundamentação de hipóteses diagnósticas e, quando indicado, no planeamento de intervenções cirúrgicas mais dirigidas e consequentemente com menor risco de complicações. Embora a TC seja mais utilizada, dada a sua maior disponibilidade e menor custo associado, em determinadas situações, a RM apresenta vantagens que a tornam desde logo o exame de imagem preferencial. As suas aplicações em Medicina têm progredido ao ritmo da evolução da própria técnica e, enquanto Oftalmologista, torna-se importante não apenas saber quando a indicar mas também como a analisar de forma crítica, para uma melhor correlação com os achados clínicos.

CONCEITOS GERAIS DA RM

Enquanto a obtenção de imagens na TC se baseia no diferencial de atenuação de um feixe de raio-X, a imagem obtida no estudo RM resulta do sinal obtido da interação dos tecidos com estímulos de radiofrequência, quando submetidos num determinado campo magnético externo. De modo simplificado, os protões de hidrogénio, abundantemente presentes nos tecidos moles, possuem o seu próprio campo magnético e estão aleatoriamente alinhados num estado basal (resting state), com uma determinada rotação do eixo (precessão). Se submetidos a um campo magnético externo estático, como o que é produzido pelo magneto do equipamento de RM, estes protões alinham-se numa direção paralela ou antiparalela à direção do campo magnético (magnetização longitudinal), com uma determina frequência de precessão que é proporcional ao campo magnético¹. O campo magnético estático criado pelo equipamento é expresso na unidade Tesla (T). Como referência, 1 T tem uma magnitude de cerca de 16 000 vezes o campo magnético

natural da Terra². Na prática clínica utilizam-se habitualmente campos magnéticos de 1.5 ou 3.0 T. Campos magnéticos mais elevados estão associados a rácios sinal-ruído superiores, ou seja, melhor resolução espacial.

Na RM são adicionalmente utilizadas bobines para emissão de pulsos de radiofrequência (RF), que vão excitar os protões de hidrogénio e conduzir a uma mudança na sua direção e a um decréscimo da magnetização longitudinal. Com o pulso de RF, os protões vão apresentar uma precessão alinhada na mesma direção (in phase), tornando-se visível a magnetização transversal. Quando a emissão dos pulsos de RF é desligada os protões de hidrogénio vão regressar ao seu estado basal, perdendo a magnetização transversal (deixam de estar in phase) e recuperando a magnetização longitudinal. O tempo de relaxamento T1 é a designação convencionada para o tempo de recuperação de 63% da magnetização longitudinal original pelos protões. O tempo de relaxamento T2, é atribuído ao tempo de redução de 37% da magnetização transversal após o pulso de RF. Neste processo é emitido um sinal de radiofrequência que é rececionado pelas antenas do equipamento de RM, sendo processado e convertido em imagem por computador¹. Este sinal irá variar de acordo com os tempos de relaxamento T1 e T2, que são característicos de cada tecido^{1,2}.

SEQUÊNCIAS HABITUALMENTE UTILIZADAS EM RM

Imagens ponderadas em T1 (T1-*weighted*) – Fig. 1A – Tecidos com tempo de relaxamento T1 curto como a gordura, a metemoglobina (hemorragia em fase subaguda) e a melanina (por exemplo, no melanoma da coroideia) apresentarão hipersinal (sinal claro). Por outro lado, tecidos com tempo de relaxamento T1 longo como a água, o vítreo ou o líquido cefalorraquidiano (LCR) apresentarão hipossinal^{3,4}.

Imagens ponderadas em T2 (T2-*weighted***)** – Fig. 1B – Tecidos com tempo de relaxamento T2 longo apresentarão

hipersinal, tais como o LCR, água, vítreo, gordura, a oxihemoglobina e metemoglobina extracelular presentes na hemorragia em fase hiperaguda e subaguda tardia, respetivamente. Os tecidos com tempo de relaxamento T2 curto apresentarão hipossinal, entre estes alguns produtos da degradação da hemoglobina (em hemorragias em fase aguda e subaguda precoce), a melanina, bem como lesões hipercelulares com razão elevada núcleo/citoplasma (frequente em tumores como o linfoma)^{3,4}. O osso apresenta uma baixa densidade de protões e hipossinal nas imagens ponderadas em T1 e T2.

Sequências com supressão de gordura (FS – *fat suppression; STIR – Short tau inversion recovery)* anulam o sinal da gordura e são particularmente úteis na órbita, uma vez que o mesmo pode mascarar as alterações de sinal patológicas como edema/inflamação¹ – Fig. 1C.

Imagens obtidas após injeção de contraste baseado no gadolínio (tendo por base imagens ponderadas em T1) – Fig. 1D – permitem uma melhor caracterização de eventuais alterações orbitárias, designadamente lesões inflamatórias e tumorais⁵. A utilização de supressão de gordura nas sequências após contraste permite a distinção entre sinal anómalo e o habitual hipersinal T1 do tecido adiposo orbitário. Por outro lado, a supressão de gordura poderá confirmar a natureza adiposa de uma lesão, como no caso de lipomas ou quistos dermoides. Ao interpretar as imagens é importante ter em conta estruturas anatómicas que apresentam habitualmente reforço de sinal após contraste, como é o caso dos músculos extraoculares e vasos sanguíneos.

Estudo de difusão (DWI - Diffusion weighted imaging) - Fig. 1E e 1F - é uma técnica avançada que mede os



Fig. 1 – A a D: Sinal normal das estruturas orbitárias nas sequências Axial T1 (A), T2 (B), T2 STIR (C) e T1 após contraste (D); Nas imagens ponderadas em T1 e T2 a gordura apresenta hipersinal; Note-se que o vítreo (*) exibe hipossinal em T1 (antes e após contraste) e hipersinal nas sequências T2; O cristalino (setas pontilhadas) está bem identificado nas sequências T2; O trajeto dos nervos ópticos (setas retas) e dos músculos extrínsecos (cabeças de seta) é bem delimitado nas sequencias T1 e T2 sem supressão da gordura orbitária (A e B); contudo os músculos, tal como os corpos ciliares (seta de cabeça dupla), a coróide (seta curva) e as glândulas lacrimais (seta dupla) apresentam normalmente reforço de sinal após contraste (D). E e F: Estudo de difusão num doente com isquémia do nervo óptico esquerdo (seta tracejada); neste caso observa-se hipersinal em DWI (E) e hipossinal em ADC (F), o que traduz um padrão de restrição à difusão.

movimentos Brownianos aleatórios das moléculas de água dentro de um voxel, sendo útil na caracterização de tumores e lesões do nervo óptico. Para uma correta análise são avaliados simultaneamente o mapa de difusão isotrópico, vulgarmente denominado de DWI, e o mapa de ADC (apparent diffusion coefficient). Em termos práticos, lesões com alta celularidade (como o linfoma) ou com edema citotóxico (como na isquemia do nervo óptico ou do parênquima cerebral) irão exibir restrição à difusão (hipersinal em DWI e hipossinal no ADC). O valor de ADC (quantificação da difusão) poderá também ser uma ferramenta auxiliar na distinção entre tumores malignos, que tipicamente apresentam valores mais baixos (<0.93 × 10–3 mm2/s), e tumores benignos, frequentemente com valores mais elevados (> 1.35 × 10–3 mm2/s)⁶.

Outras sequências utilizadas

Fluid attenuation inversion recovery (FLAIR), é utilizada para suprimir o sinal dos fluidos que habitualmente exibem hipersinal em T2. É particularmente útil na avaliação do parênquima encefálico, por exemplo em doenças desmielinizantes, através da supressão do sinal do LCR¹.

Os estudos angiográfico (angio-RM) ou venográfico (veno-RM) proporcionam imagens de alta resolução do fluxo sanguíneo, sendo úteis para a avaliação de lesões vasculares.

Estudo de perfusão (*dynamic contrast-enhanced* – **DCE MRI)** – nesta técnica uma série de imagens são adquiridas em rápida sucessão após administração de contraste, permitindo avaliar a microcirculação e atividade celular⁷. A avaliação qualitativa da curva tempo-intensidade de sinal poderá ser preditiva na identificação de determinadas lesões, como por exemplo malformações venosas cavernosas, que apresentam um padrão característico de captação de contraste⁸, bem como na distinção entre lesões malignas e benignas⁹.

PROTOCOLO DE RM PARA AVALIAÇÃO DA ÓRBITA

O estudo imagiológico das órbitas deve incluir imagens nos planos axial e coronal em cortes finos ($\leq 3 \text{ mm}$)¹. Imagens no plano sagital oblíquo poderão ser adicionadas para uma melhor avaliação do nervo óptico, músculos extraoculares, ápex orbitário e pálpebras. Embora estejam disponíveis vários tipos de sequências, a sua seleção, bem como a necessidade de contraste, são aspetos decididos pelo neurorradiologista de acordo com o contexto clínico e suspeita diagnóstica.

O protocolo habitual da RM da órbita (com duração de cerca de 30 minutos) inclui:

- Sequências ponderadas em T1 (T1-*weighted*) com e sem supressão de gordura;
- Sequências ponderadas em T2 (T2-weighted) com e

sem supressão de gordura;

- Estudo de difusão (DWI com mapa de ADC);
- Sequências ponderadas em T1 com supressão de gordura após administração de contraste baseado no gadolínio;"
- Outras (T2 FLAIR dirigido ao parênquima encefálico, angio-RM, veno-RM) dependendo do contexto clínico.

■ INDICAÇÕES CLÍNICAS

As indicações para realização de RM da órbita são variadas. Com frequência a RM é pedida como complemento de TC inicial, dada a sua superioridade na avaliação dos tecidos moles e potencialidade das diversas sequências disponíveis (Tabela 1).

Tabela 1. Vantagens e Desvantagens da RM face à TC					
Vantagens	1. 2.	Melhor resolução para caracterização de alterações de tecidos moles Melhor avaliação da via óptica, ápex orbitário e			
	3.	seio cavernoso Ausência de exposição a radiação			
Desvantagens	1. 2. 3. 4.	Menor disponibilidade e maiores custos Maior duração da aquisição de imagens Menor sensibilidade para alterações ósseas (p.ex. fraturas) e calcificações Artefactos em sequências com supressão de gordu- ra podem mimetizar patologia			

As figuras 2, 3 e 4 apresentam alguns exemplos de como a RM pode ser importante no diagnóstico diferencial de patologia orbitária.

Certos cenários justificam, contudo, a RM como exame inicial (Tabela 2). A *American College of Radiology* (ACR) considera apropriada a utilização da RM com ou sem contraste endovenoso ou a TC com contraste iodado como exames imagiológicos iniciais na avaliação da assimetria orbitária não traumática, exoftalmia ou enoftalmia^{10,11}. Importa não esquecer que a utilidade da RM será um reflexo da comunicação entre o Oftalmologista e o Neurorradiologista, pelo que no pedido do exame deverá sempre constar uma descrição sucinta e clara do quadro clínico e principais suspeitas diagnósticas.



Fig. 2. Sequência axial T1 FS após gadolínio. A – Meningioma do nervo óptico: lesão expansiva (seta) envolvendo o nervo óptico direito, que mantém o seu normal trajeto e sinal; estas características sugerem lesão primária da bainha do nervo óptico. B – Carcinomatose meníngea: espessamento e reforço de sinal difuso da bainha dos nervos ópticos (seta de cabeça dupla) compatíveis com lesão secundária (doente com metástases de carcinoma gástrico). C – Doença inflamatória orbitária: reforço de sinal difuso e heterogéneo da gordura orbitária à direita que, neste caso, se estende ao complexo nervo óptico-bainha (seta tracejada).



Fig. 3. Sequências coronal T2 (A e D), T2 STIR (B e E) e Mapa de ADC (C e F). Nestas imagens observa-se a diferença entre linfoma (A a C) e miosite orbitária (D a F); O linfoma (seta reta) apresenta habitualmente iso-hipossinal em T2 comparativamente ao tecido muscular normal, bem como restrição à difusão (hipossinal no mapa de ADC); Na inflamação muscular (seta tracejada) observa-se hipersinal em T2/T2 STIR e ausência de restrição à difusão.



Fig. 4. Sequência coronal T2 STIR. O hemangioma orbitário (A – seta reta) apresenta habitualmente contornos bem definidos e hipersinal homogéneo em T2 STIR. Quando se identificam áreas com hipossinal e/ou hiperssinal no seio da lesão deve considerar-se a hipótese de schwannoma (B – seta tracejada), que frequentemente desenvolve componentes quísticos (com sinal mais intenso que a própria lesão) e/ou hemorrágicos (com marcado hipossinal).

Tabela 2. Indicações para RM em patologia da órbita, globo ocular e anexos (3)								
Apresentação	Possíveis causas a excluir por imagem	Comentários						
Proptose (c/ ou s/diplopia, sinais inflamatórios)	 Inflamação: Orbitopatia Tiroideia (OT) Doença inflamatória (não-OT) Tumores benignos ou malignos Lesões vasculares (malformações AV, venolinfáticas, varizes, FCC) 	 Pela sua maior disponibilidade a TC é habitualmente o 1º exame de imagem solicita- do, sendo com frequência suficiente. A RM poderá ser necessária como complemento da TC para uma melhor caracter- ização da natureza de uma lesão e sua relação com tecidos adjacentes; 1. Na OT a TC é habitualmente suficiente. A RM é mais sensível para a avaliação da atividade, <i>crowding</i> apical (NOC) e em casos atípicos para diagnóstico diferencial 2. Na doença inflamatória orbitária a RM é o exame de escolha para um diagnóstico diferencial mais preciso 3. Na celulite orbitária a RM é útil se existir suspeita de complicações (trom- bose do SC, extensão intracraniana, infeção fúngica em doentes com fatores de risco) 4. Em caso de suspeita de lesão vascular uma Angio-RM (órbita e crânio) poderá ser solicitada como exame inicial. A Angio-TC é preferível em FCC pela menor propensão para artefactos e maior resolução espacial 						
Tumor intraocular	Retinoblastoma (RB) em crianças Melanoma coroideu Metástase coroideia	No RB a TC permite identificar calcificações, a RMN é útil para a avaliação de ex- tensão extraocular e exclusão de retinoblastoma trilateral (pineoblastoma) No melanoma a RM permite determinar o tamanho da lesão, extensão extraescleral, infiltração do corpo ciliar e presença de DR						
Paralisia III par isolada	Aneurisma da artéria comunicante posterior	Angio-RM ou Angio-TC têm sensibilidade similar. A angioTC é mais sensível para aneurismas de menores dimensões						
Paralisia de múltiplos pares cranianos	Patologia do ápex orbitário, SC ou a nível central	RM como 1º exame de imagem para avaliação da órbita, fissura orbitária, SC, base do crânio						
Perda visual uni ou bilateral dolorosa	Nevrite óptica	RM como 1º exame de imagem para uma melhor avaliação do NO, exclusão de lesões desmielinizantes no parênquima cerebral						
Perda visual unilater- al c/atrofia óptica	Lesões compressivas envolvendo a via óptica	RM como 1º exame de imagem para uma melhor avaliação das porções intraorbitária, intracanalicular e intracraniana do NO						

RM, ressonância magnética; OT, orbitopatia tiroideia; AV, arteriovenosas; FCC, fístulas carótido-cavernosas; TC, tomografia computorizada; NOC, neuropatia óptica compressiva; SC, seio cavernoso; DR, descolamento de retina

CONTRAINDICAÇÕES E REAÇÕES ADVERSAS

Antes de realizar uma RM, o doente ou o seu representante legal deverá preencher um questionário de modo a identificar possíveis contraindicações e potenciais fatores de risco para reações adversas.

Contraindicações:

- Presença de dispositivos como alguns pacemakers ou desfibrilhadores cardíacos:

 A compatibilidade pode requerer a programação prévia do dispositivo para modo de segurança, e subsequente reprogramação apósa realização do exame.
 A compatibilidade poderá ser verificada através da consulta da respetiva referência ou em http://www.mrisafety.com.
- Suspeita de corpos estranhos metálicos, clips de aneurisma e algumas próteses cirúrgicas, pela possibilidade de deslocação durante o exame.
- Implantes cocleares.
- Alergia ao contraste baseado no gadolínio.
- Insuficiência renal (taxa de filtração glomerular < 15 mL/min, incluindo doentes em diálise) pelo risco acrescido de fibrose sistémica nefrogénica, resultante da deposição de iões livres de gadolínio nos tecidos, com consequente inflamação e fibrose.

Gravidez

Não foram demonstrados efeitos adversos da RM sobre o feto¹². O gadolínio pode ser utilizado caso se justifique. Mães lactantes poderão amamentar normalmente, desde que se utilize um agente macrocíclico (os mais comuns) e não haja disfunção renal.

Reações adversas

A utilização de agentes de contraste baseados no gadolínio não é inócua, apesar de reações adversas serem extremamente raras quando comparadas às reações ao contraste iodado utilizado na TC. Podem ocorrer reações quimiotóxicas tão ligeiras quanto náuseas, a reações de hipersensibilidade tão graves quanto choque anafilático. O registo e a identificação de história prévia de reações adversas são essenciais de modo a adotar estratégias alternativas ou medidas de prevenção em futuras administrações.

Toxicidade renal aguda

O risco é muito baixo nas doses de contraste atualmente aprovadas¹³. Existem, contudo, intervalos de tempo entre administrações que devem ser respeitados. Por exemplo, duas administrações consecutivas de gadolínio deverão respeitar um intervalo de 4h se a função renal for normal, ou de 7 dias se a taxa de filtração glomerular for inferior a 30 mL/min/1,73 m2.

Para mais informação sobre segurança na utilização de agentes de contraste os autores recomendam a consulta das *guidelines* da Sociedade Europeia de Radiologia Urogenital¹⁴.

O desenvolvimento de queixas sugestivas de patologia orbitária pode converter-se num verdadeiro desafio diagnóstico e terapêutico. Pela sua precisão na avaliação de tecidos moles a RM é atualmente uma importante aliada do Oftalmologista. Torna-se fundamental conhecer as suas potencialidades e limitações, bem como indicações e contraindicações, por forma a otimizar a sua utilização.

BIBLIOGRAFIA

- 1. Simha A, Irodi A, David S. Magnetic resonance imaging for the ophthalmologist: a primer. Indian J Ophthalmol. 2012;60(4):301-10.
- 2. B. Nayak SDaSM. Interpretation of magnetic resonance imaging of orbit: simplified for ophtalmologists (part I). Journal of Clinical Ophtalmology and Research. 2013;1(1):29-35.
- Lee AG, Johnson MC, Policeni BA, Smoker WR. Imaging for neuro-ophthalmic and orbital disease - a review. Clin Exp Ophthalmol. 2009;37(1):30-53.
- 4. Bitar R, Leung G, Perng R, Tadros S, Moody AR, Sarrazin J, et al. MR pulse sequences: what every radiologist wants to know but is afraid to ask. Radiographics. 2006;26(2):513-37.
- Ferreira TA, Saraiva P, Genders SW, Buchem MV, Luyten GPM, Beenakker JW. CT and MR imaging of orbital inflammation. Neuroradiology. 2018;60(12):1253-66.
- Sepahdari AR, Politi LS, Aakalu VK, Kim HJ, Razek AA. Diffusion-weighted imaging of orbital masses: multi-institutional data support a 2-ADC threshold model to categorize lesions as benign, malignant, or indeterminate. AJNR Am J Neuroradiol. 2014;35(1):170-5.
- Cohen LM, Yoon MK. Update on Current Aspects of Orbital Imaging: CT, MRI, and Ultrasonography. Int Ophthalmol Clin. 2019;59(4):69-79.
- Jayaram A, Cohen LM, Lissner GS, Karagianis AG. A retrospective review of cases preoperatively diagnosed by radiologic imaging as cavernous venous malformations. Orbit. 2017;36(3):128-34.
- Yuan Y, Kuai XP, Chen XS, Tao XF. Assessment of dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging in the differentiation of malignant from benign orbital masses. Eur J Radiol. 2013;82(9):1506-11.
- Hasso AN, Drayer BP, Anderson RE, Braffman B, Davis PC, Deck MD, et al. Orbits, vision, and visual loss. American College of Radiology. ACR Appropriateness Criteria. Radiology. 2000;215 Suppl:579-87.
- Expert Panel on Neurologic I, Kennedy TA, Corey AS, Policeni B, Agarwal V, Burns J, et al. ACR Appropriateness Criteria((R)) Orbits Vision and Visual Loss. J Am Coll Radiol. 2018;15(5S):S116-S31.
- Kanal E, Barkovich AJ, Bell C, Borgstede JP, Bradley WG, Jr., Froelich JW, et al. ACR guidance document for safe MR practices: 2007. AJR Am J Roentgenol. 2007;188(6):1447-74.
- "ESUR Guidelines on Contrast Agents," [Online]. http://www.esur.org/ fileadmin/content/2019/ESUR_Guidelines_10.0_Final_ Version.pdf. 2019

EXAME OFTALMOLÓGICO Para carta de condução

INTRODUÇÃO

Falcão Reis¹, Ricardo Rocha Bastos², Renato Barbosa² ¹ Centro Hospitalar Universitário de S João / Faculdade de Medicina Universidade do Porto ² Hospital Pedro Hispano

A condução é, indiscutivelmente, uma atividade altamente dependente do nosso desempenho visual. Por este motivo, a **avaliação Oftalmológica** é fundamental tanto na obtenção de uma licença inicial para a condução como na futura revalidação da mesma. Esta premissa, apesar de lógica, nem sempre se verifica na nossa sociedade. A questão que se impõe é "Porquê?". A resposta é complexa, mas de um modo esquemático prende-se com dois aspectos distintos: a escolha dos **parâmetros oftalmológicos** que devemos avaliar e **como os devemos avaliar**. Neste último tópico, tão importante como a escolha dos melhores métodos para avaliar funções visuais específicas é escolhê-los tendo em consideração a possibilidade de os realizar em tempo útil e a sua acessibilidade à população geral.

Este capítulo pretende abordar os principais parâmetros visuais influentes na nossa capacidade de conduzir, a realidade internacional da avaliação oftalmológica necessária para a condução de veículos motorizados e sugerir um modelo para a sua avaliação em Portugal.

PARÂMETROS VISUAIS E CONDUÇÃO

Acuidade visual

A acuidade visual (AV) é, classicamente, reconhecida como um teste fundamental na avaliação da capacidade visual de um indivíduo, encontrando-se presente de um modo transversal em praticamente todos os estudos versados na avaliação do desempenho visual para a condução. Utilizando a escala de *Snellen*, por exemplo, é de fácil determinação, sendo testada em praticamente todas as consultas oftalmológicas.

No entanto, os testes de acuidade visual foram elaborados para diagnóstico de patologias oculares e seu seguimento, o que pode comprometer a sua utilidade como fator preditivo da capacidade de conduzir, uma tarefa visual e cognitivamente mais complexa. Além disso, a acuidade visual habitualmente é avaliada em condições de alta luminosidade e contraste, as quais frequentemente não são replicadas na condução.

Estes fatores permitem-nos aceitar esta dicotomia: por um lado, a acuidade visual é importante na observação das placas rodoviárias, sinais de trânsito e obstáculos; por outro lado, vários estudos mostraram que, a existir, a relação entre a acuidade visual e o risco de acidentes rodoviários é fraca. Teremos sempre de recordar as limitações existentes nestes trabalhos, nomeadamente o facto de os indivíduos estudados com baixa acuidade visual poderem ter tendência a conduzir menos, apenas em locais conhecidos e a velocidades mais baixas. Contudo, a evidência sugere que, apesar de importante, a acuidade visual utilizada isoladamente não permite prever com rigor o desempenho visual durante a condução.

Sensibilidade ao contraste

A relação entre a sensibilidade ao contraste e a condução tem vindo a ser estudada, em grande parte, devido à crescente percentagem de condutores pertencentes a uma faixa etária mais avançada. Atualmente, estima-se que mais de 20% dos condutores tenham acima de 65 anos. Neste grupo de condutores encontraremos, com maior probabilidade, patologia ocular como catarata, doenças da retina ou do nervo óptico que, reduzindo a sensibilidade ao contraste, poderão limitar a condução noturna, com nevoeiro ou em condições de transição entre ambientes com diferente luminosidade.

À semelhança do referido com a acuidade visual, a evidência científica é algo contraditória, com autores a defenderem uma relação entre a redução da sensibilidade ao contraste e o risco de acidentes, enquanto outros estudos não a conseguem comprovar. Por outro lado, um aspecto a salientar será uma associação frequente com a autorrestrição para a condução. De facto, diferentes trabalhos revelam que entre os condutores que autonomamente decidem restringir a sua condução ao período diurno, pequenas distâncias ou locais conhecidos, o parâmetro visual que mais frequente e significativamente se encontra diminuído é a sensibilidade ao contraste.

A principal limitação da avaliação da sensibilidade ao contraste na avaliação da capacidade visual para a condução será a ausência de um teste de referência bem estabelecido, com um valor de *cut-off* definido que distinga entre indivíduos com visão de contraste suficiente ou insuficiente para a condução.

Campo visual

A avaliação do campo visual é tida em consideração na avaliação da aptidão para a condução na maioria dos países. Vários autores sugerem uma associação entre o risco de acidentes rodoviários e a redução do campo visual, correlação esta mais forte do que a encontrada com a acuidade visual ou com a sensibilidade ao contraste.

Contudo, entre as diversas publicações disponíveis salientam-se algumas divergências e particularidades que poderão condicionar a sua interpretação. Uma das limitações diz respeito ao tipo de estudo perimétrico a realizar, não havendo consenso acerca do melhor protocolo para o efeito. Adicionalmente, a própria definição e grau de compromisso do campo visual considerado como significativo ou limitativo para a condução varia entre diferentes autores.

Outro aspecto particular sobre a influência do campo visual na condução diz respeito às estratégias de adaptação e compensação individual. Por exemplo, pacientes com diminuição do campo visual periférico têm tendência a compensar esta limitação com o movimento ocular. Devemos também considerar a duração do defeito perimétrico, na medida em que o desempenho na condução será significativamente diferente se a limitação no campo visual for recente ou de longa data.

Visão Cromática

A avaliação da visão cromática foi classicamente preconizada em vários países, partindo do pressuposto que esta seria importante no reconhecimento de sinais de trânsito e das luzes de aviso dos veículos. Contudo, este parâmetro deixou de integrar as orientações para avaliação visual da Comunidade Europeia a partir de 2005, atendendo à falta de evidência que correlacione anomalias da visão cromática e o risco de acidentes rodoviários.

Visão monocular

A questão da necessidade de visão binocular para a condução tem subjacente dois conceitos chave. O conceito de somação binocular que explica que a visão binocular é superior à visão monocular do nosso melhor olho, e o conceito de inibição binocular que se traduz por uma melhor visão monocular comparativamente à binocular quando a função visual entre os dois olhos é significativamente diferente.

Segundo este raciocínio podemos perceber que a acuidade visual e o campo visual serão inferiores em indivíduos monoculares, o que poderá dificultar a identificação de

sinais de trânsito, orientação espacial ou noção de distâncias durante a condução. No entanto, a maioria dos estudos existentes não identificou diferenças estatisticamente significativas no risco de acidentes rodoviários entre pessoas monoculares e binoculares. Adicionalmente, a estereopsia binocular, apesar de um importante fator subjacente à noção de profundidade e distâncias durante a condução, poderá ser substituída pela noção do diferente tamanho dos objetos, sombras e outros detalhes em visão monocular. Estes aspectos fundamentam a opinião da maior parte dos autores de que, após um período de adaptação, a visão monocular não constitui uma contraindicação para a condução quotidiana, não profissional.

Encadeamento ("glare") e visão crepuscular

O encadeamento é definido pela diminuição da visão após exposição a estímulos luminosos intensos o que, na condução, se poderá traduzir por aumento da sensibilidade à luz dos faróis dos outros veículos ou à luz solar. Estima-se que este fenómeno seja raro nos condutores mais jovens, mas que possa estar presente em cerca de 30% dos condutores acima dos 75 anos. Nalgumas situações, o encadeamento pode prejudicar em especial o desempenho visual crepuscular, dificultando maioritariamente a condução noturna, como poderá acontecer na presença de catarata, opacificação da cápsula posterior ou um diâmetro pupilar elevado que exponha o bordo de uma lente intraocular ou a área de ablação de LASIK, por exemplo.

Existem poucos trabalhos publicados sobre este tema, no entanto todos sugerem uma associação forte entre o encadeamento e o risco de acidentes rodoviários. A dificuldade na avaliação deste parâmetro visual na prática clínica advém da ausência de um método globalmente aceite e validado para medição do encadeamento, de fácil acesso pelos profissionais de saúde e com base normativa validada.

Diplopia

A influência da diplopia na capacidade de conduzir depende, tal como a visão monocular, do tempo de evolução desta condição clínica. A grande maioria dos estudos defende que após um período de adaptação, habitualmente definido como um mínimo de seis meses, a condução de veículos do grupo 1 poderá ser considerada segura e, como tal, permitida. Nesta situação, não se recomenda a oclusão ocular para a condução, a não ser que esta esteja a ser realizada para as restantes atividades do quotidiano.

No que diz respeito aos veículos do grupo 2, mesmo após este período de adaptação não existe evidência que apoie a condução com diplopia, devendo esta ser considerada uma contraindicação.

REVISÃO DA LEGISLAÇÃO Internacional da capacidade Visual Para a condução

Ricardo Rocha Bastos¹, Renato Barbosa¹, Falcão Reis² ¹ Hospital Pedro Hispano

² Centro Hospitalar Universitário de S João / Faculdade de Medicina Universidade do Porto

AVALIAÇÃO INTERNACIONAL DA CAPACIDADE VISUAL PARA A CONDUÇÃO

Em 2006 a Comissão Europeia (C.E.) emitiu diretivas para a capacidade visual mínima necessária à condução, as quais foram revistas em 2009 (Commission Directive 2009/112/ EC of 25 August 2009 amending Council Directive 91/439/EEC on driving licences). O objetivo destas recomendações terá sido o de uniformizar a avaliação visual dos condutores dos estados membros, assegurando a verificação de parâmetros considerados fundamentais por esta entidade. Individualmente, cada estado membro poderia alterar os critérios mínimos propostos ou os métodos de avaliação, de modo a ser mais restritivo.

De um modo geral, as recomendações ainda em vigor pela C.E. são:

A todos os candidatos a condutores deverá ser avaliada a acuidade visual.

Caso exista dúvida acerca da capacidade visual do candidato, este deverá ser examinado por uma **autoridade médica** competente que avalie a acuidade visual, visão crepuscular, encadeamento, sensibilidade ao contraste, visão periférica e presença de diplopia.

Requisitos específicos para condução de veículos do Grupo 1

- Acuidade visual binocular igual ou superior a 5/10
- Campo visual de pelo menos 120º no plano horizontal (com extensão mínima de 50º para a direita e para a esquerda) e 20º superior e inferiormente; ausência de defeitos nos 20º centrais.
- Perante uma perda de visão de um dos olhos ou quadro de diplopia (ficando o condutor dependente de visão monocular), deverá verificar-se acuidade visual mínima de 5/10 no melhor olho, sendo necessário um período mínimo de adaptação durante o qual a autorização para condução deverá ser suspensa.

Requisitos específicos para condução de veículos do Grupo 2

- Acuidade visual de pelo menos 8/10 no melhor olho e 1/10 no pior
- Erro refrativo máximo de 8 dioptrias, devendo este ser bem tolerado.
- Campo visual de 160° no plano horizontal (com extensão mínima de 70° para a direita e para a esquerda) e 30° superior e inferiormente; ausência de defeitos nos 30° centrais.
- Não deverá ser permitida a condução quando se verifique deficiência na sensibilidade ao contraste ou diplopia.
- Caso se verifique perda de visão significativa num dos olhos, mesmo respeitando os requisitos mínimos definidos, deverá existir um período de adaptação durante o qual a autorização para condução deverá ser suspensa.

Apesar dos critérios descritos, não existe uma orientação específica relativa ao método para avaliar a acuidade visual, sensibilidade ao contraste, visão crepuscular, encadeamento ou campo visual. Como consequência, dentro da União Europeia os parâmetros visuais testados para a condução divergem entre países membros, bem como os métodos utilizados na sua avaliação. Provavelmente, este facto reflete a divergência da evidência científica que relaciona cada parâmetro visual com o risco de acidentes rodoviários, como foi já descrito previamente. A tabela 1 exemplifica algumas das diferenças entre vários países da Europa, América, Ásia e Austrália relativamente aos requisitos visuais para condutores de veículos do grupo 1. A nível internacional, a acuidade visual e o campo visual são os parâmetros visuais mais testados e valorizados. Relativamente à acuidade visual, apesar de não ser universal, o limite mínimo de 5/10 na escala de Snellen em visão bi-ocular é o utilizado com maior frequência. Salienta-se o facto de, em países como o Reino Unido,

	Acuidade visual	Contraste	Visão Cromática	Campo Visual	Glare e Visão Crepuscular
Portugal	≥0.5	✓	✓	120° h (50°:50°); 40°v	✓
Espanha	≥0.5			120° h (50°:50°); 40°v	✓
França	≥0.5 ou teste matrícula			120°h	
Alemanha	≥0.5			120°h (70°t; 40°n);40°v	
R. Unido	≥0.5 ou teste matrícula			120°h (70°:70°); 40°v	
Bélgica	≥0.5			120°h	✓
Holanda	≥0.5 ou teste matrícula			140°h	
Irlanda	≥0.5	✓		120° h (50°:50°); 40°v	✓
Finlândia	≥0.5			120° h (50°:50°); 40°v	
Suíça	≥0.63			140°h	
EUA	≥0.5*		√ *	105-140°h*	
Canadá	≥0.4			150°h; 40°v	
Austrália	≥0.5			110°h; 40°v	
China	≥0.5		✓	150°h	
Japão	≥0.7			150°h	

Tabela 1. Parâmetro tido em consideração ; * a acuidade visual mínima e os requisitos no campo visual são diferentes na maioria dos estados

França e Holanda, ser ainda utilizando o método da matrícula, isto é, o candidato deverá ser capaz de ler uma matrícula de automóvel com caracteres de 79x50mm a uma distância mínima de 20 metros. Este teste pressupõe, se for atingida a aprovação, uma AV binocular mínima de 5/10. No entanto, foi verificado que alguns candidatos com acuidade visual de 5/10 medida em consultório não foram capazes de obter aprovação no teste da matrícula. Esta situação poderá estar relacionada com o facto de este ser um teste realizado no exterior, com condições de luminosidade e contraste variáveis, não controladas, o que pode limitar a acuidade visual de candidatos com alterações da visão crepuscular ou sensibilidade ao contraste. Algumas entidades contestam a base científica deste método, reconhecendo-se porém que tem como vantagem a verificação fácil da acuidade visual na via pública, por exemplo, pelos agentes da autoridade em operações de fiscalização rodoviária.

Os parâmetros considerados para o campo visual variam também entre países, assim como a recomendação para a sua realização e o método considerado ideal para o avaliar. Por exemplo, países como a Irlanda, Finlândia e a Austrália recomendam a avaliação inicial do campo visual por confrontação, reservando o campo visual computorizado ou perimetria cinética para os casos em que se verifique alteração nesta primeira avaliação. Na Alemanha e em França, apenas se considera realizar o campo visual quando os candidatos referem patologia ocular ou revelam dificuldade em cumprir os requisitos mínimos determinados para a acuidade visual. No que diz respeito ao método de avaliação do campo visual, países como Reino Unido, Austrália e Canadá consideram ideal a perimetria estática de 120 pontos *Esterman Visual Field Test* (EVFT). Na Irlanda, Finlândia e Bélgica é dada preferência à realização de perimetria cinética *Goldman*. Nos restantes países apenas se recomenda o cumprimento dos requisitos mínimos do campo visual utilizando um método de perimetria reconhecidamente válido.

Nos Estados Unidos da América (EUA), a avaliação visual para efeitos da licença para condução diverge entre estados. Os parâmetros mais comumente avaliados são a acuidade visual e o campo visual. A acuidade visual mínima para conduzir é o parâmetro que menos varia, sendo que em 47 estados é exigida acuidade visual binocular mínima de 5/10, valor semelhante ao estipulado pela Comissão Europeia. As exceções são Georgia (AV mínima de 20/60), Nova Jérsia (AV mínima de 20/50) e Wyoming (AV mínima de 20/50). Relativamente ao campo visual, apenas em 34 dos 50 estados é exigida a sua avaliação (em 15 estados o campo visual horizontal mínimo considerado é de 140°; nos restantes 19 estados o campo visual horizontal requerido varia entre os 105 e

130°). Apenas no estado de Kentucky se define um campo visual vertical mínimo de 25° superior e inferiormente. A medição dos campos visuais deverá ser feita com recurso a um exame de perimetria computorizada como (*Humphrey Field Analyser*, ou equivalente), não sendo aceites resultados baseados em testes de confrontação, ou outras metodologias dependentes do operador.

A CE promove também a atribuição de licença para condução com restrições, nomeadamente com limite de velocidade, condução apenas diurna, condução a uma determinada distância do domicílio, sem passageiros, etc.. O fundamento para esta estratégia relaciona-se com o facto de a condução ter requisitos multifatoriais, sendo a visão apenas um deles. Como tal, candidatos com alterações visuais ligeiras a moderadas poderão conseguir compensálas com alterações no seu comportamento ao volante. Não existem parâmetros bem definidos para as restrições a aplicar em patologias oculares específicas. A CE apenas recomenda que sejam elegíveis para a condução com restrições os candidatos com acuidade visual ou campo visual dentro de determinados parâmetros. Em relação à acuidade visual é sugerida uma acuidade visual mínima de 3/10. É sabido que a diminuição da acuidade visual tem uma relação recíproca com a sensibilidade ao contraste e a visão crepuscular. No entanto, não existindo nem um método ideal definido para a medição destes parâmetros nem valores de cut-off, a acuidade visual de 3/10 poderá ser um bom compromisso, sendo que a partir deste valor se poderá esperar uma perturbação mais significativa da função visual. No que diz respeito ao campo visual, a condução com restrições poderá aplicar-se aos candidatos que, não apresentando os requisitos perimétricos definidos, não revelem alterações nos 20º centrais, área particularmente importante para a percepção visual durante a condução.

Atualmente, não existe nenhuma directiva da CE para a reavaliação da capacidade visual dos condutores, apesar do comprovado aumento da patologia ocular com a idade. Alguns países atribuem ao condutor a responsabilidade de reportar a degradação da sua capacidade visual. No entanto, atendendo a que muitas doenças originam uma degradação visual gradual, essa mesma avaliação pode ser difícil ou incorreta. Um estudo recente concluiu que 10% dos condutores com mais de 60 anos apresentavam alterações oftalmológicas que deveriam impedir a condução. Ainda assim, em países como o Reino Unido, França, Áustria, Bélgica, República Checa, Alemanha e Suécia não é necessária uma reavaliação da função visual para efeitos de renovação da carta de condução. MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA

PROPOSTA DE EXAME OFTALMOLÓGICO Para Atribuição da capacidade Visual Para a condução

Falcão Reis¹, Ricardo Rocha Bastos², Renato Barbosa² ¹ Centro Hospitalar Universitário de S João/Faculdade de Medicina Universidade do Porto ² Hospital Pedro Hispano

Atualmente , as orientações da DGS para a avaliação visual dos candidatos à obtenção de carta de condução datam de fevereiro de 2017, correspondendo a uma atualização das publicadas em julho de 2016.

A legislação recomenda que os candidatos à emissão ou revalidação da licença de condução sejam sujeitos "às indagações adequadas para assegurar que têm uma visão compatível com a condução de veículos a motor". A avaliação dos candidatos deverá ser realizada por um **médico**. Caso exista alguma dúvida acerca da existência de uma capacidade visual adequada, "o candidato deverá ser examinado por **oftalmologista**."

A proposta da **Sociedade Portuguesa de Oftalmologia** para a avaliação visual dos candidatos à obtenção de carta de condução em Portugal tem por base as orientações atualmente em vigor, mas com modificações de alguns parâmetros e métodos de avaliação dos mesmos com o intuito de simplificar e esquematizar o exame do profissional de saúde.

Todos os parâmetros deverão ser avaliados por um **médico.** A observação por **oftalmologista** será obrigatória para os candidatos do **grupo 2** ou nos casos em que se verifique alguma **dúvida** durante o exame da capacidade visual.

Acuidade Visual

Condutor do grupo 1 — Acuidade visual binocular mínima de 5/10, com ou sem correção óptica;

Condutor do grupo 2 — Acuidade visual mínima, com ou sem correção óptica de 8/10 num dos olhos e de 5/10 no outro. Acuidade visual mínima não corrigida de 0,05 (5/100) em cada olho.

A potência das lentes não pode exceder 6 dioptrias.

A acuidade visual poderá ser avaliada por qualquer **médico** no exercício da sua função, não exclusivamente um oftalmologista, utilizando uma escala de optótipos de longe, como por exemplo escala de *Snellen*. No caso da avaliação por médico não oftalmologista suscitar dúvidas deve ser solicitado parecer de **Oftalmologia**.

Campo visual

Para os candidatos à condução de veículos do grupo 1 sugere-se uma avaliação do campo visual por confrontação mono e bi-ocular.

Caso se verifique alguma **alteração** ou **dúvida** na avaliação por confrontação e em **todos os candidatos ao grupo 2**, deverá ser realizado estudo perimétrico (perimetria estática computorizada que englobe 120° horizontais e 40° verticais ou campo visual *Goldman*), a interpretar por **oftalmologista**.

Os requisitos perimétricos mínimos serão:

Condutor do grupo 1 — o campo visual não pode ser inferior a 120° no plano horizontal, com uma extensão mínima de 50° à direita e à esquerda, e de 20° superior e inferior;

Condutor do grupo 2 — o campo visual bi-ocular deve ser normal.

Visão de contraste

Deverá ser avaliada em todos os candidatos do **grupo** 2 e nos casos em que se verifique **alguma dúvida no exame visual** do candidato e seja solicitada avaliação por Oftalmologista.

O estudo da sensibilidade ao contraste será da responsabilidade de um Oftalmologista e deve ser realizado pelo menos em três frequências espaciais, utilizando letras ou barras.

Visão monocular

Considera-se monovisual o indivíduo que tenha uma perda funcional num dos olhos ou que possua uma acuidade visual num dos olhos inferior a 1/10 mesmo com correção óptica. Estes candidatos ou condutores devem ter uma acuidade visual monocular mínima de 6/10 com correção óptica, se necessário. Após se verificar perda de visão num dos olhos, deve existir um período de adaptação, no mínimo de seis meses, durante o qual é proibida a condução. Após esse período, apenas poderá ser autorizada a condução **após parecer favorável de oftalmologista.**

Diplopia_

Condução possível **apenas para o grupo 1** e com parecer favorável de um **oftalmologista**, o qual deverá informar adequadamente sobre o grau de adaptação do portador. A oclusão do olho afetado coloca o condutor na situação de visão monocular, sendo aplicadas as condições do tópico anterior. Nos casos de diplopia recente não pode ser emitido ou revalidado o título de condução nos primeiros seis meses.

Visão crepuscular e encadeamento

As alterações da visão crepuscular e sob encadeamento deverão ser pesquisadas por indagação acerca da capacidade de condução noturna, com baixa luminosidade ou após exposição a estímulos luminosos intensos. Quando se suspeite de alterações da visão crepuscular deverá ser realizada avaliação por **oftalmologista** e deve ser efetuado estudo eletrofisiológico, exceto quando o exame oftalmológico revelar patologia compatível. Requisitos mínimos:

Condutor do grupo 1 —diminuição da visão mesópica ou escotópica determinam, pelo menos, a restrição de condução limitada a deslocações durante o dia;

Condutor do grupo 2 - o título de condução não pode ser emitido ou revalidado aos candidatos e condutores que apresentem diminuição da visão mesópica e escotópica Não existe atualmente nenhum teste *"standard"* para avaliação da visão sob encadeamento.

Visão cromática_

Atendendo à evidência científica previamente descrita, não se recomenda a avaliação da visão cromática.

Doenças oftalmológicas progressivas

Se for detetada ou declarada uma doença oftalmológica progressiva, o título de condução só pode ser emitido ou revalidado para o grupo 1, sob reserva de um exame periódico anual por **oftalmologista**.

GLOSSÁRIO

Acuidade Visual: Medida de resolução espacial do sistema visual, relacionada com a capacidade de discriminação espacial entre pontos contíguos;

Sensibilidade ao contraste: Capacidade de distinção entre diferentes valores de luminância <u>*OU*</u> Capacidade de distinguir a diferença de luminância entre um objeto e a área que o rodeia;

Luminância: Medida de intensidade luminosa por unidade de área, emitida ou reflectida numa determinada direção (medida em candela por metro quadrado [cd/m²]);

Campo visual: Campo espacial visível em simultâneo, mediante fixação do olhar num determinado ponto. Inclui a visão central (foveal) e periférica (extrafoveal);

Visão cromática: Capacidade de discriminação entre radiações de diferentes comprimentos de onda; perceção visual das cores;

Acromatopsia: Ausência parcial ou completa de visão cromática;

Protanopia: Ausência total de cones vermelhos na camada de fotorrecetores da retina, causando perda de sensibilidade para a cor vermelha;

Estereopsia: Capacidade de perceção espacial tridimensional, baseada na fusão da informação visual obtida por cada um dos olhos, em condições de visão binocular;

Glare: Desconforto e perda de capacidade visual produzidos pela incidência de luz de intensidade superior à intensidade para a qual o olho está momentaneamente adaptado;

LASIK: Laser-assisted in situ keratomileusis. Técnica de cirurgia-laser para correção de erros refrativos esferocilíndricos;

Diplopia: Perceção de duas imagens distintas em simultâneo, formadas em pontos não correspondentes da retina de cada olho;

Nictalopia: Dificuldade visual em condições de luminosidade baixa;

Optótipo: Letra ou símbolo utilizado para avaliar a acuidade visual;

Visão fotópica: Visão em condições de intensidade luminosa alta (níveis de luminância de $10 - 10^{8}$ cd/m²);

Visão mesópica: Visão em condições de intensidade luminosa baixa/moderadamente baixa*[crepuscular]* (níveis de luminância de 0,001-3 cd/m²);

Visão escotópica: Visão em de intensidade luminosa muito baixa [*noturna*] (níveis de luminância < $0,001 \text{ cd/m}^2$).

MEIOS DE DIAGNÓSTICO EM OFTALMOLOGIA



