

Aplicações clínicas do princípio de Scheimpflug na Oftalmologia

Clinical applications of the Scheimpflug principle in Ophthalmology

Fernando Faria-Correia¹, Renato Ambrósio Jr.²

RESUMO

Este artigo apresenta uma revisão dos princípios e das aplicações clínicas do princípio de Scheimpflug na área da imagiologia do segmento anterior. Ao disponibilizar uma imagem tridimensional do segmento anterior, esta tecnologia permite a caracterização da elevação e curvatura das superfícies anterior e posterior da córnea, o mapeamento paquimétrico, o cálculo do poder refrativo total da córnea e a biometria do segmento anterior. Na subespecialidade de cirurgia refrativa, esta abordagem melhora a capacidade de identificação de casos com risco de desenvolver ectasia, bem como de planejamento e de avaliação dos resultados dos procedimentos cirúrgicos. Recentemente, esta tecnologia foi introduzida na avaliação biomecânica *in vivo* da córnea e na cirurgia de catarata assistida por laser de femtossegundo.

Descritores: Scheimpflug; Tomografia; Biomecânica; Córnea; Catarata; Cirurgia refrativa

ABSTRACT

*This article presents a review of the principles and clinical applications of the Scheimpflug principle in the anterior segment imaging. By providing a three-dimensional image of the anterior segment, this technology provides elevation and curvature data of the anterior and posterior surfaces of the cornea, pachymetric mapping, the total refractive power of the cornea and the anterior segment biometry. For the refractive surgery sub-specialty, this approach improves the ability to identify cases at risk of ectasia, as well as the planning and evaluation of the results of surgical procedures. Recently, this technology was introduced in corneal biomechanical *in vivo* evaluations and in femtosecond laser-assisted cataract surgery.*

Keywords: Scheimpflug; Tomography; Biomechanics; Cornea; Cataract; Refractive surgery

¹ Escola das Ciências da Saúde, Universidade do Minho, Braga, Portugal; Grupo de Estudos de Tomografia e Biomecânica da Córnea do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

² Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil; Grupo de Estudos de Tomografia e Biomecânica da Córnea do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Os autores declaram não haver conflito de interesses.

Recebido para publicação em 10/07/2015 - Aceito para publicação em 07/10/2015

INTRODUÇÃO

Os avanços na capacidade de diagnóstico têm sido críticos para a evolução da cirurgia refrativa, que surgiu como uma nova subespecialidade no início de 1980.⁽¹⁾ A melhoria dos métodos de imagem da córnea e do segmento anterior está relacionada com a necessidade contínua de aumentar a segurança e eficácia dos procedimentos cirúrgicos.⁽²⁾ Associado a uma melhor seleção dos candidatos para a cirurgia refrativa, a evolução das tecnologias de diagnóstico favoreceu drasticamente as capacidades de planejamento cirúrgico, incluindo a personalização de tratamentos de ablação a laser, bem como a avaliação dos resultados e das complicações desses procedimentos.⁽³⁻⁸⁾ Esse conhecimento também teve impacto na seleção do tipo e potência da lente intra-ocular a ser implantada na cirurgia de catarata.^(9,10) Para além disso, o tratamento de casos complexos, como ceratocone, distrofias corneanas e outras causas de astigmatismo irregular, também apresentou progressos devido aos avanços na imagiologia da córnea e do segmento anterior.⁽¹¹⁻¹⁵⁾

Inicialmente, o principal obstáculo foram as limitações inerentes à tecnologia informática. O desenvolvimento tecnológico permitiu a aquisição e a análise de imagens, tendo sido fundamental na evolução da topografia corneana. Stephen Klyce, PhD, é reconhecido por ter desenvolvido mapas de cores derivados da análise quantitativa de vários pontos dos mapas de curvatura corneana.⁽¹⁶⁾ A análise das imagens refletidas do disco Plácido tem sido a técnica dominante para a análise da superfície anterior da córnea.⁽²⁾ Alternativamente, a fotogrametria em varredura usa uma técnica de estéreo-triangulação, em que um padrão regular composto de linhas horizontais e verticais é projetado sobre a superfície ocular para reconstruir a elevação da superfície anterior da córnea.⁽¹⁷⁾ Michael Belin, MD, desenvolveu a base para o cálculo dos mapas de elevação em relação a uma superfície de referência, sendo definida por uma forma geométrica (esférica, esférica ou tórica elipsóide) que melhor se ajusta à superfície real da córnea.^(17,18) Tanto o disco de Plácido como a fotogrametria em varredura são capazes de calcular os mapas de curvatura axial (sagital) e tangencial (instantâneo), de elevação e refrativos da superfície anterior da córnea. Outros sistemas, tais como o sensor de Hartmann-Shack para análise da frente-de-onda, também incorporam um dispositivo de análise da topografia corneana.⁽²⁾ No entanto, estes aparelhos estão limitados à análise da superfície anterior da córnea.⁽¹⁹⁾

Relativamente à medição da espessura da córnea, o paquímetro ótico foi apresentado por David Maurice, PhD, em 1955.⁽²⁰⁾ A técnica ultrassônica demonstrou ter maior repetibilidade do que a paquimetria ótica, mas apenas proporcionava dados de um único ponto.^(19,21) Mandell e Polse propuseram o estudo do perfil horizontal da espessura da córnea, recorrendo a um paquímetro ótico modificado. Neste contexto, a variação de espessura no meridiano horizontal demonstrou ser um recurso para o diagnóstico de ceratocone.⁽²²⁾

O desenvolvimento da tomografia de segmento anterior permitiu a avaliação do perfil da espessura corneana a partir do mapeamento paquimétrico.^(23,24) Tomografia (deriva do grego: “*tomos*” significa fatia e “*grafia*” significa descrever) é um conceito que representa a reconstrução tridimensional da córnea, oferecendo informação detalhada sobre a espessura e as superfícies anterior e posterior da córnea.⁽¹⁹⁾ Diferentes tecnologias, tais como o varrimento horizontal em fenda, câmara rotacional de Scheimpflug, ultrassons de alta frequência e a tomografia de coerência ótica, estão disponíveis comercialmente em diversos instrumentos.^(19,25)

Os avanços da imagiologia de córnea foram além da caracterização tomográfica. O conceito de personalização biomecânica em cirurgia refrativa foi introduzido por Cynthia Roberts, PhD, em 2005.⁽²⁶⁾ O Ocular Response Analyzer (ORA - Reichert Inc., Depew, EUA) foi apresentado como o primeiro dispositivo para avaliar *in vivo* a biomecânica da córnea.^(27,28) O ORA é um tonómetro de não-contato (NCT), que utiliza um sistema eletro-quantitativo para controlar a deformação da

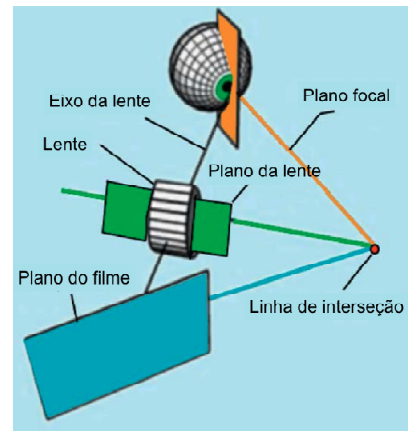


Figura 1: Esquema do princípio de Scheimpflug

córnea através do reflexo corneano de uma luz infravermelha. Outras tecnologias, tais como a imagem de Scheimpflug e a tomografia de coerência ótica, foram também recentemente introduzidas para fornecer medidas dinâmicas da deformação da córnea.^(29,30) Finalmente, a imagiologia da córnea e do segmento anterior foi também aplicada na cirurgia de catarata assistida por laser de femtossegundo.⁽³¹⁻³³⁾

Esta revisão incide sobre a aplicação do princípio de Scheimpflug na cirurgia refrativa a laser, incluindo a sua capacidade de diagnóstico e de avaliação biomecânica da córnea, bem como a sua recente utilidade no planeamento da cirurgia de catarata assistida por laser de femtossegundo.

Princípio de Scheimpflug

O princípio de Scheimpflug é uma regra geométrica geralmente usada na área da fotografia. Este conceito foi descrito pela primeira vez por Jules Carpentier, em 1901, tendo sido citado e creditado na patente original por Theodor Scheimpflug em 1904.⁽³⁴⁾ Nesta técnica, três planos imaginários – o plano do filme, o plano da lente e o plano de focagem – estão dispostos de forma não paralela (Figura 1). A lente é inclinada para que o plano da lente resultante intercepte os planos do filme e de focagem numa linha de interseção, designada por linha de Scheimpflug. Numa câmara fotográfica normal, o plano do filme e o plano de lente são paralelos um ao outro, e também em relação ao plano de focagem. Este princípio permite aumentar a profundidade de foco e a nitidez dos pontos da imagem localizados em diferentes planos.⁽³⁴⁾

Imagem de Scheimpflug da córnea e do segmento anterior

A fotografia de Scheimpflug foi usada na imagiologia do segmento anterior pelos dispositivos EAS 1000 da Nidek (Gamagori, Japão) e SL-45 da Topcon (Tóquio, Japão).^(35,36) Estes sistemas apresentavam a capacidade de medir a dispersão da luz ao longo do eixo ótico, permitindo a detecção de mudanças na transparência do cristalino ao longo do tempo.⁽³⁵⁾ Associado à densitometria ótica, o registo dessas imagens também oferecia medições biométricas do segmento anterior, tais como a profundidade da câmara anterior e medidas de ângulo periférico.⁽³⁷⁾ No entanto, estes sistemas não realizavam a reconstrução tridimensional do segmento anterior.⁽³⁴⁾

Em 1995, o seccionamento transversal ótico para análise da córnea foi introduzido comercialmente pela primeira vez com o Orbscan [(originalmente Orbtex, Inc) Bausch & Lomb Surgical, Salt Lake City, EUA].⁽³⁸⁻⁴²⁾ Este instrumento foi projetado para fornecer dados tomográficos (reconstrução tridimensional), mas a nomenclatura em relação ao conceito “tomografia” ainda não estava definida, de modo que ainda foi referida como “topografia”.^(19,38,42) Este sistema introduziu a técnica imagiológica de varrimento em fenda ou a metodologia de paralelepípedo, envolvendo a projeção de 40 fendas (12,50 milímetros de altura e 0,30 mm de largura) com um ângulo de Scheimpflug de 45 graus. No entanto, as imagens em fenda do Orbscan não apresentam a

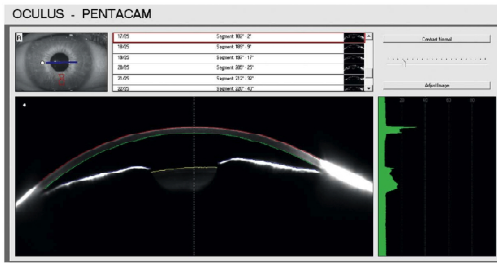


Figura 2: Imagem de Scheimpflug da córnea e do segmento anterior

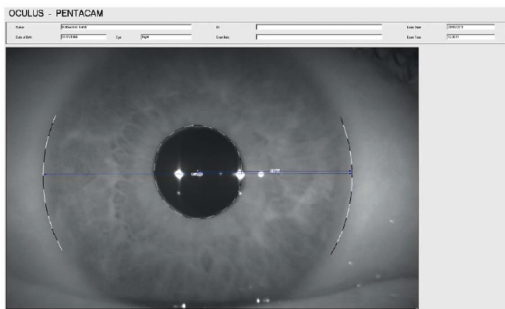


Figura 3: Câmera de iris frontal de alta resolução

mesma profundidade de campo em comparação com as obtidas pelos sistemas de Scheimpflug (Figura 2). Na sua primeira versão, o Orbscan fornecia informações da curvatura anterior extrapoladas a partir de dados de elevação. Em 1999, um disco de Plácido foi integrado no Orbscan II para obter diretamente dados da curvatura anterior.

A tomografia digital com câmara de Scheimpflug rotativa tem sido reconhecida como uma evolução da seção transversal horizontal (metodologia do paralelepípedo) na avaliação tomográfica da córnea e do segmento anterior. Apesar da captura de imagens horizontais não ter pontos em comum, o sistema rotativo tem um centro em comum a todas as imagens, o que faz com que o registro seja mais preciso.^(43, 44) O Pentacam (Oculus,

Wetzlar, Alemanha), foi o primeiro sistema disponível que realizou a tomografia digital da córnea e do segmento anterior utilizando fotografia de Scheimpflug rotacional. Este dispositivo foi apresentado em 1999 e introduzido comercialmente em 2002. O Pentacam integra, juntamente com a câmara rotacional de Scheimpflug, uma segunda câmara frontal para controlar a fixação e compensar o alinhamento ocular.

No modo de aquisição, um alinhamento ideal é obtido com o primeiro reflexo de Purkinje na córnea, usando tanto a câmara frontal como a de Scheimpflug, antes de iniciar automaticamente o exame. Uma segunda câmara frontal de alta resolução registra o tamanho e a orientação da abertura pupilar, servindo como orientação para a reconstrução tridimensional. Esta câmara fornece também as medições branco-a-branco e de tamanho pupilar (Figura 3). A análise da imagem tridimensional de Scheimpflug fornece dados a partir da superfície anterior e posterior da córnea, da face anterior da íris e do cristalino. Como o sistema recorre à luz azul visível (comprimento de onda de 475 nm, livre de radiação ultravioleta no Pentacam), esta é sensível a opacidades da córnea, resultando em imagens hiperrefletivas e de contorno impreciso. Devido à reflexão interna total da córnea periférica, a visualização direta do ângulo da câmara anterior não é possível. No entanto, o software de extrapolação é capaz de fornecer uma estimativa do ângulo íris-córnea com precisão relativamente alta.⁽⁴⁵⁾ Atualmente, existem outras unidades comerciais que incorporam a tecnologia de imagem de Scheimpflug rotacional, nomeadamente o Galilei (Ziemer, Suíça), o TMS-5 (Tomey, Nagoya, Japão); o Sirius (CSO; Florença, Itália) e o Preciso (Ivis Technologies, Taranto, Itália). A tabela 1 expõe as capacidades de diagnóstico de todos os dispositivos com tecnologia de imagem de Scheimpflug.

Tomografia de córnea através do princípio de Scheimpflug para rastreo de ectasia

Uma das aplicações mais importantes da tomografia de córnea está relacionada com o diagnóstico de ceratocone e de outras doenças ectásicas da córnea.^(3, 46-49) Os índices paquimétricos e de elevação demonstraram ser eficazes para detetar ceratocone.⁽⁵⁰⁻⁵²⁾ Os gráficos do perfil espacial e do aumento percentual da espessura corneana descrevem o aumento paquimétrico anelar desde o ponto mais fino.^(23, 24, 51) Estes gráficos estão disponíveis no Pentacam e têm sido usados com sucesso no diagnóstico de ceratocone.^(24, 50, 53) Os índices de progressão paquimétrica (PPI) são calculados para todos semimeridianos da córnea, de modo

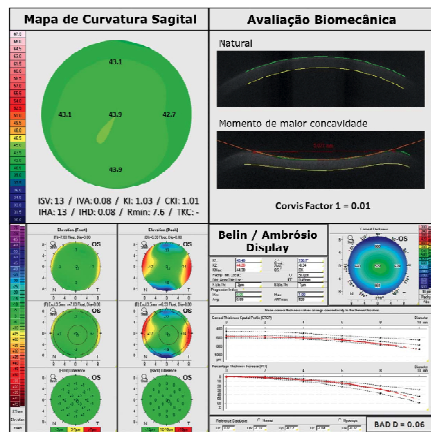


Figura 4: Análise detalhada de uma córnea normal, incluindo o mapa de curvatura frontal (sagital) usando a escala absoluta de Smolek-Klyce, o BAD e a avaliação biomecânica com o CorVIS ST. BAD-D <1,45, ART-Max >412 e “Corvis Fator 1” <0,2 são os achados mais relevantes. ART, Ambrósio Relational Thickness; BAD, Belin-Ambrósio Enhanced Ectasia Display

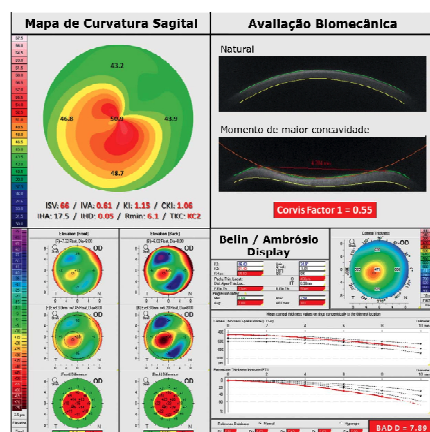


Figura 5: Análise detalhada de ambos os olhos do mesmo paciente com ceratocone muito assimétrico. A. Ceratocone no mapa de curvatura anterior, BAD-D > 2.5, ART-Max <360 e “Corvis Fator 1” > 0,35; B. Forma Fruste de Ceratocone com mapa de curvatura anterior relativamente normal, mas com BAD-D >1,45, ART-Max <412 e “Corvis Fator 1” >0,25. ART, Ambrósio Relational Thickness; BAD, Belin-Ambrósio Enhanced Ectasia Display

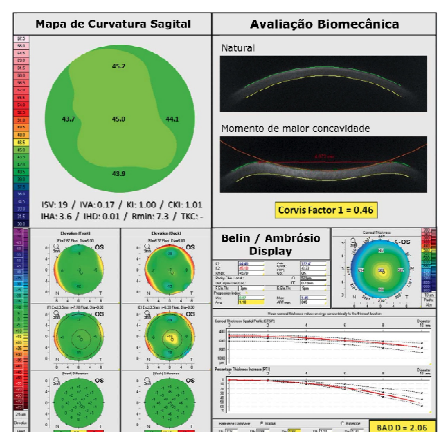


Tabela 1
Quadro comparativo de instrumentos com imagem de Scheimpflug

Companhia Fotografia	Pentacam Oculus, Alemanha Rotacional	Galilei Ziemer, Suíça Rotacional	TMS-5 Tomey, Japão Rotacional	Precisio Ivis, Itália Rotacional	Sirius CSO, Itália Rotacional	Orbscan Bausch&Lomb, EUA Seção transversal horizontal
Disco de Plácido	Não	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Mapas de elevação	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Mapa de poder refrativo da córnea	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Mapa paquimétrico	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Gráficos do perfil espacial da espessura	Não	Não	Não	Não	Não	Não
Análise de catarata	Sim	Sim	Sim	Não	Sim	Sim
Análise da câmara anterior	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim

Tabela 2
Resultados das curvas “receiver operating characteristic” (ROC) dos parâmetros do Pentacam (331 pacientes normais vs. 242 pacientes com ceratocone clínico bilateral).

	Valor corte	AUC	Erro Padrão^a	95% IC da AUC^b	Sensibilidade	95% IC da sensibilidade	Especificidade	95% IC da especificidade
BAD D	>2.11	1	0.0000743	0.993-1.000	99.59	97.7-100.0	100	98.9-100.0
Elevação posterior no ponto mais fino (BFS)	>12	0.991	0.00396	0.979-0.997	96.28	93.1-98.3	98.79	96.9-99.7
Elevação posterior no ponto mais fino (BFTE)	>8	0.994	0.00218	0.984-0.999	95.04	91.5-97.4	99.09	97.4-99.8
ART Avg	≤474	0.999	0.000663	0.991-1.000	99.59	97.8-100.0	98.19	96.1-99.3
ART Max	≤386	0.999	0.000674	0.991-1.000	99.17	97.0-99.9	97.28	94.9-98.7
K Max	>47.8	0.978	0.00633	0.963-1.000	90.50	86.1-93.9	97.89	95.7-99.1

a Método para cálculo do erro padrão (DeLong, 1988), listado no *software* do MedCalc.

b 95% CI, intervalo de confiança; AUC, área sob a curva “receiver operating characteristic”.

ART Ave, Ambrósio’s Relational Thickness médio; ART Max, Ambrósio’s Relational Thickness máximo; BAD-D, valor D-final do Belin-Ambrósio Enhanced Ectasia Display; BFS, *Best Fit Sphere*; BFTE, *Best Fit Toric Ellipsoid*; K Max, valor de ceratometria máxima; SE, Erro padrão, calculado pelo método binomial.

Tabela 3
Resultados das curvas “receiver operating characteristic” (ROC) dos parâmetros do Pentacam (331 pacientes normais vs. 47 pacientes com forma fruste de ceratocone)

	Valor de corte	AUC	Erro Padrão	95% IC da AUC	Sensibilidade	95% IC da sensibilidade	Especificidade	95% IC da especificidade
BAD D	>1.22	0.975	0.0121	0.954-0.989	93.62	82.5-98.7	94.56	91.5-96.7
Elevação posterior no ponto mais fino (BFS)	>5	0.825	0.0348	0.783-0.862	74.47	59.7-86.1	74.92	69.9-79.5
Elevação posterior no ponto mais fino (BFTE)	>1	0.849	0.0324	0.809-0.883	80.85	66.7-90.9	72.51	67.4-77.2
ART Avg	≤521	0.956	0.0203	0.930-0.974	91.49	79.6-97.6	93.05	89.8-95.5
ART Max	≤416	0.959	0.0153	0.934-0.977	85.11	71.7-93.8	93.05	89.8-95.5
K Max	>45	0.635	0.0431	0.584-0.683	53.19	38.1-67.9	64.05	58.6-69.2

a Método para cálculo do erro padrão (DeLong, 1988), listado no *software* do MedCalc.

b 95% CI, intervalo de confiança; AUC, área sob a curva “receiver operating characteristic”.

ART Ave, Ambrósio’s Relational Thickness médio; ART Max, Ambrósio’s Relational Thickness máximo; BAD-D, valor D-final do Belin-Ambrósio Enhanced Ectasia Display; BFS, *Best Fit Sphere*; BFTE, *Best Fit Toric Ellipsoid*; K Max, valor de ceratometria máxima; SE, Erro padrão, calculado pelo método binomial.

que a média de todos os meridianos (PPI Ave) e do meridiano com máxima progressão paquimétrica (PPI Max) sejam notificados. O parâmetro “Ambrósio Relational Thickness” (ART) representa a razão entre o PPI e o ponto mais fino.

O “Belin-Ambrósio Enhanced Ectasia Display” (BAD; Figuras 4 e 5) permite uma visão global da estrutura tomográfica da córnea através combinação de dados da elevação anterior e posterior, da paquimetria e da curvatura. 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).⁽³⁾ O ‘D’ final é calculado com base

numa análise de regressão, que pondera diferentemente os diversos parâmetros. Alternativamente, Saad e Gatinel desenvolveram um método eficiente de combinação de dados paquimétricos e de elevação do Orbscan em funções discriminantes para detetar ceratocone e forma fruste de ceratocone (FFKC).⁽⁵⁴⁾

As tabelas 2 e 3 fornecem os valores de corte e os detalhes das curvas “receiver operating characteristic” (ROC) dos parâmetros mais eficazes do Pentacam para identificar córneas com ectasia. A tabela 2 refere-se a um estudo envolvendo um olho aleatoriamente selecionado a partir de 331 pacientes normais e de 242 pacientes com ceratocone clínico bilateral.⁽³⁾

Curiosamente, o fato de que o rastreamento do risco de ectasia deve ir além da detecção de ceratocone, é fundamental considerar os estudos que incluem formas leves ou subclínicas da ectasia.^(3, 55) Um dos subgrupos mais importante é o constituído por olhos com topografia relativamente normal de pacientes com ceratocone detetado no olho contralateral, sendo referidos como FFKC.^(3, 54, 56) A tabela 3 refere-se a um estudo que incluiu 47 córneas com FFKC e o mesmo grupo de controle do estudo da⁽⁵⁷⁾ tabela 2. É de importância crítica ajustar os valores de corte para identificação desses casos leves ou de susceptibilidade para ectasia. Por exemplo, o BAD-D tem um valor de corte de 2,11 para detectar ceratocone (99,59% de sensibilidade e 100% de especificidade; Tabela 2), mas o melhor valor de corte para detectar FFKC é de 1,22 (93,62% de sensibilidade e 94,56% de especificidade). A otimização da área sob a curva ROC pode ser possível com o ajuste do valor de corte, embora com uma perda mínima e tolerável do valor da especificidade. Por exemplo, alguns parâmetros que são muito eficientes na detecção de ceratocone, como por exemplo a ceratometria máxima, podem ter não utilidade na identificação de casos com FFKC.

Imagiologia dinâmica de Scheimpflug para avaliar a deformação corneana

O CorVIS ST (Oculus, Wetzlar, Alemanha) é um NCT com uma câmara de Scheimpflug de alta velocidade que foi lançado em 2010.^(3, 29) A câmara Scheimpflug acoplada cobre os 8,5 milímetros horizontais da córnea e, captura mais de 4300 imagens por segundo para monitorar a resposta da córnea a um sopro de ar colimado e calibrado. O pulso de ar tem um perfil fixo com configuração simétrica e com pressão interna máxima da bomba de 25 kPa.⁽²⁹⁾ Durante o tempo de gravação de 30 ms são adquiridas 140 imagens digitais com 576 pontos de medição em cada uma. Algoritmos avançados de detecção dos contornos da córnea são aplicados a cada imagem. A medição é iniciada com a córnea na sua forma convexa natural. O sopro de ar força a córnea para dentro (*ingoing phase*), passando por um momento de aplanção (*ingoing applanation*), numa fase de concavidade até que esta atinge o seu ponto máximo. Há um período de oscilação antes de começar a fase de saída ou de retorno (*outgoing phase*). A córnea passa por um segundo momento de aplanção (*outgoing applanation*) até regressar à sua forma natural. Um possível movimento de ressalto pode ocorrer nesta fase da medição. O tempo e a pressão no primeiro e segundo momentos de aplanção e quando a córnea atinge o ponto máximo de concavidade são registados. A pressão intra-ocular (PIO) é calculada com base nos dados de deformação. A amplitude de deformação é detectada como o maior deslocamento do ápice corneano na imagem correspondente ao momento de maior concavidade. O raio de curvatura na fase de maior concavidade, os comprimentos e as velocidades da córnea durante as fases de aplanção são também registados. O valor de menor espessura corneana está também disponível e é derivado a partir da primeira imagem de Scheimpflug horizontal.⁽²⁹⁾

Os resultados preliminares demonstraram que a PIO tem influência forte e significativa sobre os parâmetros de deformação da córnea. Num estudo envolvendo um modelo da câmara anterior do olho composto por lentes de contato hidrofílicas montadas numa câmara de água selada e com pressão ajustável, foram avaliadas três lentes com constituição conhecida sob níveis de pressão diferentes.⁽⁵⁸⁾ Cada lente apresentou diferentes amplitudes de deformação nos níveis de pressão avaliados, que foram maiores (comportamento menos rígido) com níveis de pressão menor ($P < 0,001$; teste de Bonferroni *posthoc*). Curiosamente, quando avaliadas sob a mesma pressão interna, a amplitude de deformação demonstrou estar inversamente relacionada com a percentagem de polímero na composição da lente. No entanto, a lente mais fina e com menos polímero tinha uma amplitude de deformação inferior (comportamento mais rígido) em pressões mais elevadas do que as lentes mais grossas e com mais percentagem de polímero sob pressões mais baixas. Além

disso, o impacto da redução da PIO na deformação corneana tem sido bem documentado em diversas situações clínicas, nomeadamente um caso de ceratopatia induzida por pressão.⁽⁵⁹⁾ Estudos que compararam córneas normais e com ceratocone encontraram diferenças estatisticamente significativas para a maioria dos parâmetros de deformação fornecidos pelo CorVIS, mas com uma sobreposição relativamente alta entre os grupos, o que limita as suas aplicações diagnósticas. A combinação de parâmetros usando a análise discriminante linear e outras técnicas de inteligência artificial tem sido objeto de intensos estudos pelo *Brazilian Study Group of Artificial Intelligence and Corneal Analysis* (BrAIn). Por exemplo, o “*Corvis Factor 1*” foi eficaz para melhorar a capacidade de distinguir as córneas normais das com ectasia, incluindo casos de FFKC ($P < 0,001$, teste de Kruskal-Wallis com teste *post-hoc* de Dunn).⁽³⁾ Juntamente com o diagnóstico de ectasia, o estudo biomecânico com a tecnologia de Scheimpflug foi eficiente na avaliação das alterações após o crosslinking (Roberts, dados não publicados de 2011). Nos estudos realizados na Universidade do Estado de Ohio, no 1º mês após o procedimento, uma amplitude de deformação menor ($P < 0,0014$) foi registada. Este resultado foi justificado pelo aumento da rigidez da córnea após o procedimento.

A integração de dados biomecânicos e tomográficos demonstrou uma melhoria significativa na identificação de formas muito leves de ectasia (Figura 5). Isto também tem que ser considerado ao avaliar o risco de progressão da ectasia e o prognóstico de ceratocone. Num estudo envolvendo 119 olhos com córneas normais e 19 olhos com FFKC, um parâmetro combinado derivado avaliações tomográficas e biomecânicas foi concebido, tendo apresentado uma área sob a curva ROC de 0,999. Este parâmetro combinado apresentou uma sensibilidade de 100% e uma especificidade de 99,2%.⁽³⁾

Imagem de Scheimpflug na cirurgia de catarata assistida por femtosegundo

A cirurgia de catarata assistida por laser de femtosegundo depende fundamentalmente da imagiologia do segmento anterior para guiar as incisões corneanas, a capsulorréxis curvilínea e contínua e a fragmentação da catarata.⁽³³⁾ O LENSAR Laser System (LENSTAR Inc., Winter Park, EUA) incorpora uma iluminação confocal tridimensional (3D-CSI), sendo composta por um transmissor avançado de iluminação em varredura, que aumenta a precisão da reconstrução tridimensional, recorrendo à técnica de imagem de Scheimpflug.⁽⁶⁰⁾ O sistema tem uma resolução lateral (x, y) e longitudinal (z) inferior a 10 micra. A sua capacidade para determinar a posição das superfícies anterior e posterior do cristalino é aumentada devido ao alto contraste do sistema ótico nas bordas anatômicas, que faz com que o 3D-CSI seja relativamente menos sensível à dispersão presente em cataratas de maior densidade. Adicionalmente, o 3D-CSI fornece detalhes estruturais pormenorizados da catarata, com o potencial de classificação automática da sua densidade. Devido ao traçado de raios óticos, o LENSAR pode recolher dados biométricos (incluindo raios de curvatura corneana anterior e posterior, espessura da córnea, profundidade da câmara anterior, raios de curvatura anterior e posterior do cristalino, e espessura do cristalino) em relação ao eixo ótico.⁽⁶⁰⁾ Outros sistemas disponíveis no mercado, nomeadamente o LenSx (Alcon Laboratories, Ft Worth, Texas, EUA), o Catalys (OptiMedica Corp, California, EUA) e o Victus Technolas (Bausch & Lomb/Technolas Perfect Vision GmbH, Alemanha) usam a tomografia de coerência ótica (OCT) para avaliar a localização das estruturas intraoculares.⁽³³⁾

CONCLUSÃO

A técnica de imagem de Scheimpflug vai coexistir com outras tecnologias, como o OCT e os ultrassons de alta frequência, mas terá um papel evolutivo na área da cirurgia refrativa a laser. Os avanços contínuos são esperados para o reforço das capaci-

dades de diagnóstico e de planejamento cirúrgico. Sistemas informáticos mais rápidos e câmeras de alta resolução terão também um papel significativo nessa evolução. Além disso, a inteligência artificial apresenta uma relevância fundamental, de forma a aumentar a segurança e a eficácia de tratamentos refrativos personalizados.

REFERÊNCIAS

- Wilson SE, Klyce SD. Advances in the analysis of corneal topography. *Surv Ophthalmol*. 1991;35(4):269-77.
- Wilson SE, Ambrosio R. Computerized corneal topography and its importance to wavefront technology. *Cornea*. 2001;20(5):441-54.
- Ambrosio R, Jr., Nogueira LP, Caldas DL, et al. Evaluation of corneal shape and biomechanics before LASIK. *Int Ophthalmol Clin*. 2011;51(2):11-38.
- Ambrosio R, Jr., Tervo T, Wilson SE. LASIK-associated dry eye and neurotrophic epitheliopathy: pathophysiology and strategies for prevention and treatment. *J Refract Surg*. 2008;24(4):396-407.
- Lin DT, Holland S, Tan JC, Moloney G. Clinical results of topography-based customized ablations in highly aberrated eyes and keratoconus/ectasia with cross-linking. *J Refract Surg*. 2012;28(11):S841-8.
- Pasquali T and Krueger R. Topography-guided laser refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol*. 2012;23(4):264-8.
- Ambrosio R, Jr., Jardim D, Netto MV, Wilson SE. Management of unsuccessful LASIK surgery. *Compr Ophthalmol Update*. 2007;8(3):125-41; discussion 143-4. Review.
- Ambrosio R, Jr., Wilson SE. Complications of laser in situ keratomileusis: etiology, prevention, and treatment. *J Refract Surg*. 2001;17(3):350-79.
- Packer M, Fine IH, Hoffman RS. Aspheric intraocular lens selection: the evolution of refractive cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol*. 2008;19(1):1-4.
- Packer M, Fine IH, Hoffman RS. Aspheric intraocular lens selection based on corneal wavefront. *J Refract Surg*. 2009;25(1):12-20.
- Kanellopoulos AJ, Binder PS. Management of corneal ectasia after LASIK with combined, same-day, topography-guided partial transepithelial PRK and collagen cross-linking: the athena protocol. *J Refract Surg*. 2010;27(5):323-31.
- Koller T, Iseli HP, Donitzky C, Ing D, Papadopoulos N, Seiler T. Topography-guided surface ablation for forme fruste keratoconus. *Ophthalmology*. 2006;113(12):2198-202.
- Reinstein DZ, Archer TJ, Gobbe M. Refractive and topographic errors in topography-guided ablation produced by epithelial compensation predicted by 3D Artemis VHF digital ultrasound stromal and epithelial thickness mapping. *J Refract Surg*. 2012;28(9):657-63.
- Reinstein DZ, Archer TJ, Gobbe M. Combined corneal topography and corneal wavefront data in the treatment of corneal irregularity and refractive error in LASIK or PRK using the Carl Zeiss Meditec MEL 80 and CRS-Master. *J Refract Surg*. 2009;25(6):503-15.
- Faria-Correia F, Luz A, Ambrósio Jr R. Managing corneal ectasia prior to keratoplasty. *Expert Rev Ophthalmol*. 2015;10(1):33-48.
- Klyce SD. Computer-assisted corneal topography. High-resolution graphic presentation and analysis of keratoscopy. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1984;25(12):1426-35.
- Belin MW, Litoff D, Strods SJ, Winn SS, Smith RS. The PAR Technology Corneal Topography System. *Refract Corneal Surg*. 1992;8(1):88-96.
- Belin MW, Khachikian SS. An introduction to understanding elevation-based topography: how elevation data are displayed - a review. *Clin Experiment Ophthalmol*. 2009;37(1):14-29.
- Ambrosio R, Jr., Belin MW. Imaging of the cornea: topography vs tomography. *J Refract Surg*. 2010;26(11):847-9.
- Maurice DM, Giardini AA. A simple optical apparatus for measuring the corneal thickness, and the average thickness of the human cornea. *Br J Ophthalmol*. 1951;35(3):169-77.
- 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;12(9):750-4.
- Mandell RB, Polse KA. Keratoconus: spatial variation of corneal thickness as a diagnostic test. *Arch Ophthalmol*. 1969;82(2):182-8.
- Ambrosio R, Jr. Percentage thickness increase and absolute difference from thinnest to describe thickness profile. *J Refract Surg*. 2010;26(2):84-6; author reply 86-7.
- Ambrosio R, Jr., Alonso RS, Luz A, Coca Velarde LG. Corneal-thickness spatial profile and corneal-volume distribution: tomographic indices to detect keratoconus. *J Cataract Refract Surg*. 2006;32(11):1851-9.
- Salomao MQ, Esposito A, Dupps WJ, Jr. Advances in anterior segment imaging and analysis. *Curr Opin Ophthalmol*. 2009;20(4):324-32.
- Roberts C. Biomechanical customization: the next generation of laser refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2005;31(1):2-5.
- Luce DA. Determining in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer. *J Cataract Refract Surg*. 2005;31(1):156-62.
- Dupps WJ, Jr., Wilson SE. Biomechanics and wound healing in the cornea. *Exp Eye Res*. 2006;83(4):709-20.
- Ambrosio R, Jr., Ramos I, Luz A, et al. Dynamic Ultra-High Speed Scheimpflug Imaging for assessing corneal biomechanical properties. *Rev Bras Oftalmol*. 2013;72(2):99-102.
- Dorronsoro C, Pascual D, Perez-Merino P, Kling S, Marcos S. Dynamic OCT measurement of corneal deformation by an air puff in normal and cross-linked corneas. *Biomed Opt Express*. 2012;3(3):473-87.
- Schumacher S, Fromm M, Oberheide U, Gerten G, Wegener A, Lubatschowski H. In vivo application and imaging of intralenticular femtosecond laser pulses for the restoration of accommodation. *J Refract Surg*. 2008;24(9):991-5.
- Palanker DV, Blumenkranz MS, Andersen D, et al. Femtosecond laser-assisted cataract surgery with integrated optical coherence tomography. *Sci Transl Med*. 2010;2(58):58ra85.
- Roberts TV, Lawless M, Chan CC, et al. Femtosecond laser cataract surgery: technology and clinical practice. *Clin Experiment Ophthalmol*. 2013;41(2):180-6.
- Wegener A, Laser-Junga H. Photography of the anterior eye segment according to Scheimpflug's principle: options and limitations - a review. *Clin Experiment Ophthalmol*. 2009;37(1):144-54.
- Foo KP, Maclean H. Measured changes in cataract over six months: sensitivity of the Nidek EAS-1000. *Ophthalmic Res*. 1996;28 Suppl 2: 32-6.
- Wegener A, Hockwin O, Laser H and Strack C. Comparison of the Nidek EAS 1000 system and the Topcon SL-45 in clinical application. *Ophthalmic Res*. 1992;24 Suppl 1:55-62.
- Baez KA, Orengo S, Gandham S, Spaeth GL. Intraobserver and interobserver reproducibility of the Nidek EAS-1000 Anterior Eye Segment Analysis System. *Ophthalmic Surg*. 1992;23(6):426-8.
- Cairns G, McGhee CN, Collins MJ, Owens H and Gamble GD. Accuracy of Orbscan II slit-scanning elevation topography. *J Cataract Refract Surg*. 2002;28(12):2181-7.
- Cairns G, McGhee CN. Orbscan computerized topography: attributes, applications, and limitations. *J Cataract Refract Surg*. 2005;31(1):205-20.
- Kim H, Joo CK. Measure of keratoconus progression using Orbscan II. *J Refract Surg*. 2008;24(6):600-5.
- Auffarth GU, Tetz MR, Biazid Y, Volcker HE. Measuring anterior chamber depth with Orbscan Topography System. *J Cataract Refract Surg*. 1997;23(9):1351-5.
- Auffarth GU, Wang L, Volcker HE. Keratoconus evaluation using the Orbscan Topography System. *J Cataract Refract Surg*. 2000;26(2):222-8.
- Belin MW and Khachikian SS. New devices and clinical implications for measuring corneal thickness. *Clin Experiment Ophthalmol*. 2006;34(8):729-31.
- Belin MW, Khachikian SS, McGhee CN, Patel D. New technology in corneal imaging. *Int Ophthalmol Clin*. 2010;50(3):177-89.
- Aptel F, Chiquet C, Beccat S, Denis P. Biometric evaluation of anterior chamber changes after physiologic pupil dilation using Pentacam and anterior segment optical coherence tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2012;53(7):4005-10.
- Rao SN, Raviv T, Majmudar PA, Epstein RJ. Role of Orbscan II in screening keratoconus suspects before refractive corneal surgery. *Ophthalmology*. 2002;109(9):1642-6.
- Lim L, Wei RH, Chan WK, Tan DT. Evaluation of keratoconus in Asians: role of Orbscan II and Tomey TMS-2 corneal topography. *Am J Ophthalmol*. 2007;143(3):390-400.
- Belin MW, Asota IM, Ambrosio R, Jr., Khachikian SS. What's in a name: keratoconus, pellucid marginal degeneration, and related thinning disorders. *Am J Ophthalmol*. 2011;152(2):157-62 e1.
- Tummanapalli SS, Maseedupally V, Mandathara P, Rathi VM, Sangwan VS. Evaluation of corneal elevation and thickness indices in pellucid marginal degeneration and keratoconus. *J Cataract Refract Surg*. 2013;39(1):56-65.
- Faria-Correia F, Ramos IC, Lopes B, et al. Topometric and Tomographic Indices for the Diagnosis of Keratoconus. *Int J Kerat Ect Cor Dis*. 2012;1(2):92-9.
- Luz A, Ursulio M, Castaneda D, Ambrosio R, Jr. [Corneal thickness progression from the thinnest point to the limbus: study based on a normal and a keratoconus population to create reference values]. *Arq Bras Oftalmol*. 2006;69(4):579-83. Portuguese
- Ambrosio R, Jr., Caiado AL, Guerra FP, et al. Novel pachymetric parameters based on corneal tomography for diagnosing keratoconus. *J Refract Surg*. 2011;27(10):753-8.
- Buhren J, Kook D, Yoon G, Kohonen T. Detection of subclinical keratoconus by using corneal anterior and posterior surface aberrations and thickness spatial profiles. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2010;51(7):3424-32.
- Saad A, Gatnel D. Topographic and tomographic properties of forme fruste keratoconus corneas. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2010;51(11):5546-55.
- Ambrosio R, Jr., Dawson DG, Salomao M, Guerra FP, Caiado AL, Belin MW. Corneal ectasia after LASIK despite low preoperative risk: tomographic and biomechanical findings in the unoperated, stable, fellow eye. *J Refract Surg*. 2010;26(11):906-11.
- Klyce SD. Chasing the suspect: keratoconus. *Br J Ophthalmol*. 2009;93(7):845-7.
- Ambrosio R, Jr., Valbon BF, Faria-Correia F, Ramos I, Luz A. Scheimpflug imaging for laser refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol*. 2013;24(4):310-20.
- Correia FF, Ramos I, Roberts CJ, Steinmueller A, Krug M, Ambrosio R, Jr. Impact of chamber pressure and material properties on the deformation response of corneal models measured by dynamic ultra-high-speed Scheimpflug imaging. *Arq Bras Oftalmol*. 2013;76(5):278-81.
- Faria-Correia F, Ramos I, Valbon B, Luz A, Roberts CJ, Ambrosio R, Jr. Scheimpflug-based tomography and biomechanical assessment in pressure-induced stromal keratopathy. *J Refract Surg*. 2013;29(5):356-8.
- Packer M, Klyce SD, Smith C. The LENSAR Laser System-fs 3D for Femtosecond Cataract Surgery. *US Ophthalmic Review*. 2014;7(2):89-94.

Autor correspondente:

Renato Ambrósio Jr, MD, PhD

Instituto de Olhos Renato Ambrósio

Rua Conde de Bonfim 211 / 712 - CEP: 20520-050

Tel.: 55 21 2234-4233

E-mail: dr.renatoambrosio@gmail.com