

O Posicionamento de Lentes Intra-Oculares Multifocais Difrativas e a sua Influência no Perfil de Aberrometria Avaliado por *Ray Tracing*

José Costa¹, Andreia Rosa^{1,2}, Amélia Martins¹, Elisabete Almeida¹, Ricardo Araújo¹, Filipe Rito¹, João Póvoa¹, Conceição Lobo^{1,2}, Joaquim Murta^{1,2}

¹Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra, Serviço de Oftalmologia

²Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

RESUMO

Objectivo: Avaliar o posicionamento de lentes intraoculares multifocais difrativas e a sua influência no perfil de aberrometria.

Material e métodos: Estudo prospetivo de 30 olhos (15 doentes) com implante bilateral sequencial de lentes multifocais difrativas centradas no eixo visual. Na 4ª semana do período pós-operatório, foi realizado um exame oftalmológico completo, que incluiu a avaliação do perfil de aberrometria e posicionamento da lente através de um aberrómetro do tipo *ray tracing*.

Resultados: A distância média do centro da lente ao eixo visual foi de 0.176mm (0.037-0.423mm). Este descentramento foi mais significativo em doentes com maior desvio α , ou seja, naqueles com um globo ocular mais assimétrico, em que o eixo visual está mais afastado do centro do saco capsular ($r=-,460$, $p=,011$). Não houve correlação entre o descentramento da lente em relação ao eixo visual e parâmetros óticos qualitativos. Pelo contrário, quanto maior o ângulo κ e o descentramento da lente em relação ao centro pupilar, mais aberrações de alta ordem foram observadas ($r=,384$, $p=,036$ e $r=,431$, $p=,018$, respetivamente).

Conclusões: Três semanas após o implante de uma lente multifocal centrada ao eixo visual, esta mantém a sua posição no saco capsular. Para valores de descentramento até 0.423mm não se observou uma degradação da qualidade ótica. O descentramento da lente em relação ao centro da pupila leva a um aumento significativo das aberrações de alta ordem. Os nossos resultados sugerem que as lentes multifocais difrativas devem ser centradas entre o eixo visual e o pupilar, no ponto intermédio do ângulo κ .

Palavras-chave

Aberrometria por *raytracing*; ângulo α ; ângulo κ ; lentes multifocais; descentramento de lentes.

ABSTRACT

Purpose: To evaluate the postoperative positioning of a multifocal intraocular diffractive lens and determine possible anatomical factors that induce decentration, as well as its effect on optical aberrations.

Methods: Prospective study, including 15 patients submitted to sequential bilateral implantation of a multifocal lens centered on the subject-fixated coaxially sighted corneal light reflex, a clinical marker of the visual axis. On the 4th postoperative week, the lens positioning relative

to the ocular axes and the aberrometry profile were determined using a ray tracing aberrometer. **Results:** The average distance from the lens center to the visual axis was 0.176mm (0.037-0.423mm). This decentration was larger in patients with greater alpha angles, i.e., those with a more asymmetrical eye, in which the optical axis is further away from the visual axis ($r=,460$, $p=,011$). There was no correlation between the lens decentration relative to the visual axis and optical quality parameters. On the contrary, lens decentration relative to the pupillary axis and large κ angles induced an increase of high order aberrations ($r=,431$, $p=,018$ and $r=,400$, $p=,029$, respectively).

Conclusions: On the early postoperative period after centration of a multifocal intraocular lens on the visual axis, the decentration is minimal. For up to 0.423 mm of decentration, there was no significant impact on the objective optical quality. However, lens decentration relative to the pupil center and a large κ angle lead to an increase of high order aberrations. Our results suggest that intraocular multifocal lenses should be positioned equidistant to the visual axis and pupil center.

Key-words

Multifocal intraocular lens; ray tracing aberrometry; κ angle; α angle; lens decentration.

INTRODUÇÃO

A introdução de lentes intraoculares (LIO) multifocais na década de 90 permitiu oferecer uma maior amplitude de função visual a doentes com presbiopia e/ou catarata. Estas lentes convergem várias imagens na retina dependendo da distância focal, o que permite corrigir simultaneamente a acuidade visual para longe e para perto. As primeiras lentes multifocais introduzidas no mercado eram refrativas, com anéis concêntricos de poder refrativo variável, de forma a criar diferentes zonas de dominância para longe ou para perto. Apesar dos bons resultados refrativos, apresentavam como grande limitação uma dependência do diâmetro pupilar, perda da sensibilidade ao contraste e o aparecimento de fenómenos disfótics, como halos e deslumbramento, numa porção relativamente elevada dos doentes¹⁶. Estes fatores foram gradualmente melhorados, com a criação de lentes difrativas-refrativas, trifocais, apodizadas ou com asfericidade negativa^{8,18}. Mesmo com estas modificações no *design* das lentes, uma percentagem relativamente elevada de doentes apresenta queixas de deslumbramento (42%), halos (25%) e outras disforópsias²².

A natureza dos fenómenos disfótics é multifatorial, não sendo explicada pela acuidade visual. Entre as principais causas estão a opacificação da cápsula posterior, síndrome do olho seco e odescentramento da lente, para além de alterações do processamento a nível cortical^{9,31}. O descentramento parece ser particularmente importante no caso das lentes difrativas asféricas, mas uma dúvida surge: onde é o centro? Não há concordância entre cirurgiões

sobre o posicionamento ideal destas lentes de forma a minimizar a ocorrência de fenómenos óticos causados por aberrações de alta ordem. Alguns cirurgiões defendem que a lente deve ser centrada no eixo visual, de forma a que os raios de luz converjam no centro da LIO perpendicularmente, criando menos aberrações óticas¹⁹. Por outro lado, há autores que acreditam que a lente deve estar centrada ao centro da pupila, de forma a que a luz que incide na lente seja uniformemente distribuída pelas zonas óticas e, conseqüentemente, difratada de forma correta²⁶. Por fim, alguns oftalmologistas postulam que o posicionamento da lente no final da cirurgia é irrelevante, pois esta acaba por se centrar tendencialmente no saco capsular.

O objetivo deste estudo foi avaliar a exequibilidade da centragem de lentes intraoculares multifocais difrativas no eixo visual, os fatores anatómicos que influenciam o seu posicionamento e o seu impacto no perfil de aberrometria.

MATERIAL E MÉTODOS

População de Estudo

Estudo prospetivo, não comparativo, com uma coorte de 30 olhos de 15 doentes submetidos a implante bilateral sequencial de uma lente multifocal difrativa. O estudo foi realizado seguindo os pressupostos da Declaração de Helsínquia. Foi obtido um consentimento informado de todos os doentes após explicação detalhada dos objetivos do estudo. Os critérios de exclusão foram 1) componente esférico miópico ou hipermetrópico superior a -6.0D ou

+6D, respetivamente; 2) astigmatismo corneano superior a 1D; 3) topografia corneana irregular; 4) comorbilidades oculares, como glaucoma, patologia retiniana ou cirurgias prévias e 5) iliteracia.

Avaliação Pré e Pós-operatória

Todos os doentes foram submetidos a um exame oftalmológico pré-operatório completo, com avaliação da melhor acuidade visual corrigida (MAVC), tonometria de aplanção de Goldman, exame biomicroscópico e fundoscopia. Esta avaliação foi complementada por topografia corneana (Orbscan®, Bausch & Lomb) e biometria ótica (ALLEGRO Biograph®, Wavelight, Alcon). Na 4ª semana do período pós-operatório, foi realizado um novo exame oftalmológico completo. Sob condições fotópicas (80cd/m²), foi determinada a melhor acuidade visual, com e sem correção, em logMAR, para longe (4 metros) e para perto (32 cm).

Técnica Cirúrgica

Os doentes foram submetidos a cirurgia de catarata sequencial, com 1 semana de intervalo entre os 2 olhos. Esta foi realizada por 3 cirurgiões experientes, sob anestesia tópica, com recurso à técnica usual: através de uma incisão corneana de 2.75mm foi efetuada capsulorrexia curvilínea contínua, seguida de facoemulsificação, irrigação e aspiração da catarata, inserção da LIO no saco capsular e injeção intracamerular de cefuroxima (0.1mL de uma solução de 10mg/mL). Todas as cirurgias foram efetuadas utilizando o microscópio cirúrgico OPMI Lumera T® (Carl Zeiss Meditec, Dublin, CA). Este possui um sistema de iluminação com 3 fontes de luz: duas coaxiais estéreo, ou seja, alinhadas com cada olho do cirurgião, e uma maior, localizada inferiormente. No final da cirurgia, os doentes foram instruídos a fixar uma das luzes coaxiais, e o cirurgião, utilizando a ocular ipsilateral, centrou a lente ao primeiro reflexo de Purkinje, de forma a alinhar a lente o mais perto possível do eixo visual.

Lente Intraocular

Foi implantada uma lente Acrysoft IQ ReSTOR® SN6AD1 (Alcon Laboratories Inc., Texas, USA). Esta é uma lente monobloco, de câmara posterior, apodizada e de asfericidade negativa. A superfície anterior apresenta uma zona ótica central de 3.6mm, com 9 anéis de Fresnel, difrativos e concêntricos, numa base refrativa de 6mm. O primeiro anel tem um diâmetro de 0.856mm e a altura de cada anel diminui do centro para a periferia (de 1.3 a 0.2mm). Esta apodização controla a distribuição da luz para os focos longe/perto. É uma lente esférica, de forma

a compensar a aberração esférica positiva fisiológica da córnea, diminuindo a perda de contraste. Apresenta uma adição de +3D para perto. A potência da LIO a implantar foi escolhida com base na fórmula SRK/T, com a emetropia como alvo refrativo.

Aberrometria e Determinação dos Pontos de Referência Anatômicos

Durante a 4ª semana pós-operatória foi também avaliado o perfil de aberrometria através de um aberrómetro do tipo *raytracing*, que inclui topógrafo (iTrace®, Tracey Technologies). Este exame foi realizado em condições mesópicas, com e sem midríase farmacológica (com tropicamida 10mg/mL e fenilefrina 100mg/mL). O *Root Mean Square* (RMS), *Modulation Transfer Function* (MTF) e *Point Spread Function* (através do *Strehl ratio*), de uma área de 4mm centrada no eixo visual, foram registados. O RMS representa o desvio da frente de onda do doente em relação à frente de onda ideal, que existiria na ausência de aberrações, funcionando assim como uma medida quantitativa das aberrações presentes no olho²⁵. O *Point Spread Function* (PSF) avalia a distorção de um ponto de luz quando incide na retina, sendo preditor da qualidade visual. É habitualmente expresso através do *Strehl Ratio*, que é a razão entre o PSF medido e o PSF máximo para um determinado diâmetro pupilar. Assim, varia entre 0 e 1, sendo a unidade representativa de uma qualidade ótica perfeita. O MTF avalia, sumariamente, a sensibilidade ao contraste de um sistema ótico: quanto maior o MTF, maior a capacidade de distinguir entre objetos de contraste máximo com uma determinada frequência espacial. No olho humano, o MTF tem uma distribuição sinusoidal, com um MTF máximo teórico de 60 ciclos por grau. Isto significa que a capacidade de resolução máxima é de 60 ciclos de branco/preto apresentados em 1 grau de campo visual¹⁵.

Concomitantemente, vários pontos de referência foram determinados com recurso ao *software* incluído no sistema iTrace® (figura 1). Este permite a delimitação automática (com ajuste manual, se necessário) do limbo, pupila e eixo visual (através do primeiro reflexo de Purkinje). Deste modo, foram determinados o centro do saco capsular (eixo ótico) eo centro da pupila (eixo pupilar), bem como o desvio α (distância do eixo visual ao centro do saco capsular) e ângulo κ (distância do eixo visual ao eixo pupilar). O bordo da lente foi manualmente delineado, e a distância do seu centro a cada um dos pontos previamente referidos foi determinada, assumindo a sua sobreposição no mesmo plano bidimensional. Todas as distâncias foram corrigidas para efeitos de escala, ajustando o diâmetro medido da lente

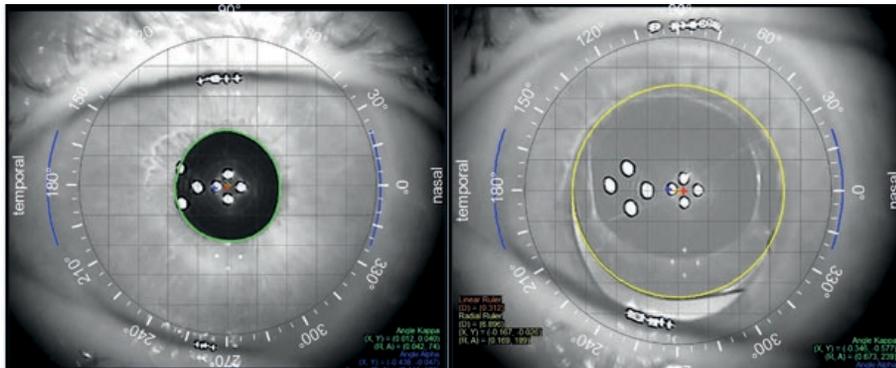


Fig. 1 | Determinação de pontos de referência anatómicos com recurso ao iTrace, à esquerda em condições fotópicas e à direita sob mi-driase farmacológica. A dilatação irregular da pupila simula um descentramento da lente, mas a observação cuidadosa dos pontos de referência revela que esta se encontra praticamente centrada no eixo visual (distância 0.037mm). A vermelho – eixo visual, a amarelo – centro da lente, a azul – eixo ótico, a verde – eixo pupilar.

ao seu tamanho real e, proporcionalmente, todas as outras distâncias. A distância do centro da LIO à sua posição inicial, no eixo visual, foi designada descentramento primário.

Análise estatística

A análise estatística foi realizada com recurso ao IBM SPSS *statistics*® 23.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA). A relação linear entre variáveis foi determinada através do coeficiente de correlação de Pearson. Os resultados foram considerados estatisticamente significativos para um nível de significância estatística de <,05 (valor p).

RESULTADOS

Dados demográficos

A idade média da coorte foi 60.46±6.06 anos. Todas as cirurgias decorreram sem intercorrências. O tempo médio de seguimento desde a primeira cirurgia foi de 22.7±4.6 dias e não se observaram complicações no período pós-operatório.

Resultados visuais

A potência média da lente implantada foi de +21.5D (+17.5D a +25.5D). A acuidade visual pós-operatória, sem e com correção, foi de 0.23±0.19 e 0.08±0.11 logMAR, respetivamente. O erro refrativo residual médio foi, em média, +0.03±0.33D de esfera (de -0.75D a +0.75D), -0.47±0.40D de cilindro (de -1.00D a 0D) eo equivalente esférico médio foi de -0.13±0.39D (de -0.875D a +0.75D). A acuidade visual binocular não corrigida para perto foi de 0.20±0.11 logMAR.

Posicionamento da lente

O descentramento primário foi de 0.176±0.096mm

(intervalo 0.037-0.423mm). A distância do centro da lente ao eixo pupilar foi de 0.269±0.156mm (0.026-0.631mm), e ao centro do saco capsular foi de 0.269±0.112mm (0.033-0.501mm). O desvio α médio foi de 0.370±0.148mm (0.116-0.629mm). Este foi temporal-inferior ao eixo visual em 80.0% (n=24) dos casos, e temporal-superior nos restantes (n=6). O ângulo κ médio foi de 0.323±0.157mm (0.051-0.720mm). Observou-se uma correlação positiva e estatisticamente significativa entre o descentramento primário e o desvio α (r=,460, p=,011). O mesmo não se verificou em relação ao ângulo κ (r=,180, p=,341).

O descentramento primário deu-se em direção ao quadrante temporal-inferior em 60.0% (n=18), temporal-superior em 33.3% (n=10), nasal-superior em 0.33% (n=1) e nasal-inferior em 0.33% (n=1). O vetor de descentramento primário coincidiu com a localização relativa do centro do saco capsular em 73.3% (n=22).

Perfil de aberrometria

A acuidade visual sem correção para longe, em logMAR, apresentou uma correlação positiva com o RMS total (r=,589, p=,001), e negativa com o MTF e *Strehl Ratio* (r=,601, p<0,001 e r=,516, p=,004, respetivamente). As correlações entre o posicionamento da lente e os valores de aberrometria estão representadas na tabela 1. Não houve correlação entre o descentramento primário da lente e os parâmetros óticos RMS, MTF ou *Strehl ratio*. Pelo contrário, o descentramento da lente em relação ao centro pupilar associou-se a um aumento do RMS de alta ordem total (r=,431, p=,018) e interno (r=,335, p=,070). De igual modo, o ângulo κ apresentou uma correlação positiva com o RMS de alta ordem total (r=,384, p=,036) e interno (r=,400, p=,029). O mesmo não se verificou em relação ao desvio α ou relativamente à distância da LIO ao centro do saco capsular.

Tabela 1 | Ocular parameters according to the stage of ROP.

		RMS Total Alta ordem	Coma Total	RMS Interno Alta Ordem	MTF Médio Total	Strehl Ratio Total
Distância do centro da lente ao eixo visual	<i>r</i>	,276	,097	,115	-,338	-,317
	<i>p</i>	,140	,609	,545	,068	,088
Distância do centro da lente ao ótico	<i>r</i>	-,136	,285	-,082	-,120	-,132
	<i>p</i>	,472	,127	,665	,527	,485
Distância do centro da lente ao eixo pupilar	<i>r</i>	,431*	,527	,335	-,456	-,473
	<i>p</i>	,018	,003	,070	,011	,008
Ângulo κ	<i>r</i>	,384*	,354	,400	-,403	-,408
	<i>p</i>	,036	,055	,029	,027	,025
Desvio α	<i>r</i>	,082	,186	,152	-,201	-,181
	<i>p</i>	,666	,325	,423	,287	,338

DISCUSSÃO

A estrutura das lentes difrativas implica que o seu posicionamento seja de extrema importância para obter uma qualidade ótica ideal. Num sistema ótico livre de aberrações, dois fatores são fundamentais: 1) os raios de luz devem convergir no centro da lente de forma perpendicular, após serem refratados pela córnea; e 2) o diafragma do sistema (i.e., a pupila) deve estar alinhado com os anéis difrativos da lente. No olho humano isto cria um paradoxo, pois este é um sistema ótico assimétrico, e o centro da pupila e do saco capsular não estão alinhados com o eixo visual (figura 2). Deste modo, é virtualmente impossível centrar a lente simultaneamente nos eixos visual e pupilar. Para estudar estas variáveis, analisámos: 1) o posicionamento da lente no saco capsular e a sua

dependência de variáveis anatómicas; e 2) de que forma o descentramento da lente em relação aos eixos visual, ótico e pupilar, induz aberrações.

1) Posicionamento da lente

Para discutir a importância da centragem das lentes multifocais, importa primeiro definir um ponto de referência para que os achados sejam fiáveis e reprodutíveis. A maioria dos trabalhos publicados sobre o tema avalia o posicionamento das lentes utilizando como ponto de referência a pupila^{9,19,31}. Este é o método mais simples de avaliar na prática clínica, já que o descentramento pupilar é facilmente observado na lâmpada de fenda. No entanto, têm surgido dúvidas se este é o posicionamento ideal para lentes multifocais.

Intraoperatoriamente, é difícil estabelecer um ponto de referência fiável. Vários pontos anatómicos têm sido utilizados: pupila, saco capsular e córnea, mas nenhum parece ser 100% fiável. A midríase farmacológica desvia o centro anatómico da pupila, pelo que não coincide com o observado em condições fisiológicas³². Por outro lado, o centro do saco capsular é difícil de estimar. Por fim, o centro geométrico da córnea, apesar de constante, é o que se encontra mais afastado do eixo visual (média 0.55mm)²¹. Recentemente, foi proposta a utilização do reflexo corneano (primeiro reflexo de Purkinje) após fixação de uma luz coaxial^{5,19}. A sua determinação é relativamente simples, bastando que o doente fixe uma fonte de luz coaxial, ou seja, alinhada com eixo visual do cirurgião. Este pode ser identificado consistentemente antes e após a cirurgia, e é o que mais se aproxima do eixo visual (desvio médio

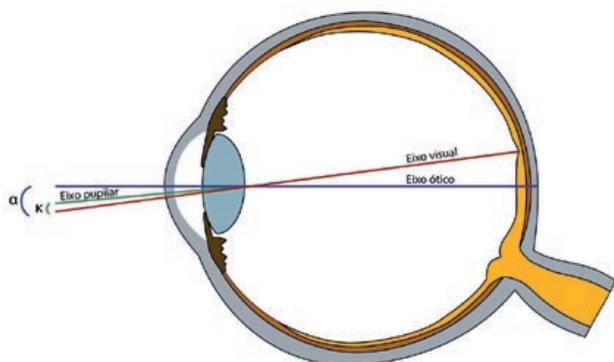


Fig. 2 | Representação esquemática bidimensional dos principais eixos do globo ocular e dos ângulos formados entre si.

0.02mm)²¹. A sua determinação intraoperatória exige a utilização de um microscópio cirúrgico com sistema de iluminação coaxial, tal como efetuadoneste estudo.

Os nossos resultados sugerem que, num período pós-operatório precoce, a lente mantém o seu posicionamento inicial (centrada no eixo visual) e o descentramento primário é mínimo. Após um período médio de seguimento de 22.7 dias, o descentramento máximo observado foi de 0.423mm, com uma média de 0.176mm. Estes resultados estão de acordo com estudos prévios, em lentes com material e estrutura idênticas, que demonstraram uma excelente estabilidade no saco, principalmente após o primeiro mês pós-operatório^{11,13}.

Paralelamente, avaliámos a influência de variáveis anatómicas no posicionamento da lente. O ângulo α é um parâmetro raramente avaliado ou valorizado no estudo pré-operatório dos doentes, e não existem dados publicados sobre a sua influência na centragem de LIOs. Representa o desvio do eixo ótico (linha que une o centro do cristalino ao da córnea) em relação ao eixo visual. Este é habitualmente 3-5° temporal e 2-3° vertical ao eixo visual. O verdadeiro ângulo α não é mensurável sem recurso a um oftalmofacómetro, um dispositivo habitualmente reservado para investigação de física ótica². Porém, clinicamente, podemos obter uma aproximação a este avaliando o “desvio α ”, ou seja, a distância entre o eixo visual e o centro do saco capsular no plano da lente. O valor médio de desvio α na nossa coorte foi de 0.370±0.148 mm. Este apresentou correlação positiva e estatisticamente significativa com o descentramento primário, i.e., quanto maior a distância entre a posição inicial da lente e o centro do saco capsular, maior o descentramento. Estes dados sugerem que, quanto mais assimétrica for a posição da lente no saco capsular, maior a tendência para ocorrer um desvio em relação ao posicionamento inicial. De facto, o descentramento primário da lente ocorreu em direção ao centro do saco capsular em 73.3% dos olhos (figura 3). Esta observação deve-se provavelmente ao *design* dos hápticos de acrílico, flexíveis e em *open loop*, que exercem uma força centrífuga no saco capsular¹⁴, adaptando-se e, tendencialmente, centrando-se a este. Assim, acreditamos que o desvio α é um fator preditivo de descentramento, pelo que doentes com desvio α elevado (>0.4mm) devem ser informados deste facto e da possibilidade de um resultado visual menos satisfatório.

2) Influência de variáveis anatómicas no perfil de aberrometria

Avaliámos também a influência do posicionamento relativo da lente no perfil de aberrometria através de um

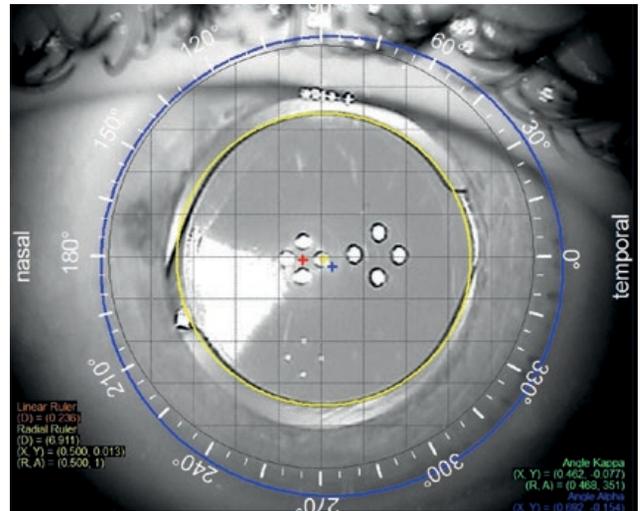


Fig. 3 | Exemplo de doente com desvio α de 0.34mm. É notório um descentramento da lente (amarelo) em relação ao eixo visual (vermelho), em direção ao centro do saco capsular (a azul).

sistema de *raytracing*. A maioria dos aberrómetros atualmente disponíveis analisa a frente de onda através da técnica de Hartmann-Shack, num sistema de dupla passagem no qual um feixe de luz é emitido sobre a retina, e a frente de onda refletida é analisada. Este sistema não é fiável na avaliação de lentes difrativas. Nestas, a frente de onda emitida é dividida em duas quando atravessa os anéis de Fresnel, e o mesmo acontece com a onda refletida. Deste modo, são criadas múltiplas frentes de onda, e o sensor de Hartmann-Shack não é capaz de distinguir as aberrações de alta ordem que se criam^{6,7}. Recentemente, surgiram aberrómetros do tipo *raytracing*, como é o caso do iTrace utilizado neste estudo. Neste aparelho, até 256 feixes de luz equidistantes são emitidos sequencialmente, e o sensor deteta-os ponto a ponto, dependendo da localização emitida³. Contrariamente ao sistema Hartmann-Shack, a utilização de *raytracing* em olhos com lentes difrativas produz resultados fiáveis e reproduzíveis¹². Este aberrómetro analisa a qualidade ótica através de 3 variáveis principais: RMS, MTF e *Strehl Ratio*.

Quando comparadas com as lentes monofocais, as lentes multifocais difrativas estão associadas à diminuição da sensibilidade ao contraste e ao aumento das aberrações óticas de alta ordem^{24,27,29}. Estes fatores influenciam a acuidade visual sem correção, impedindo atingir o objetivo pelo qual muitos doentes optam por lentes multifocais: a independência de óculos. De facto, a existência de um erro refrativo residual é a principal causa de insatisfação destes doentes⁹. Na nossa coorte confirmamos estes achados: a acuidade visual não corrigida, para longe, foi

negativamente influenciada pelo aumento das aberrações totais (RMS/*Strehl Ratio*) e pela perda da sensibilidade ao contraste (MTF).

Os fatores predisponentes para a degradação da qualidade ótica com lentes multifocais difrativas ainda não foram totalmente elucidados³¹, mas as teorias da ótica clínica sugerem que o posicionamento da lente seja um fator importante. Sendo o olho um sistema ótico difrativo, seria de esperar que, tal como anteriormente referido, o desalinhamento do centro da lente em relação ao ponto de convergência dos raios de luz levasse ao aumento das aberrações de alta ordem e perda da qualidade ótica. Na nossa série não observámos qualquer correlação entre o descentramento primário da lente e os parâmetros óticos RMS, MTF ou *Strehl ratio*. Este facto pode ser explicado pela estrutura da lente, que possui um anel central com 0.428mm de raio. O desvio médio observado na população de estudo foi de 0.176 mm, com um máximo de 0.423mm, portanto sem ultrapassar as margens do anel difrativo interno. Esta região comporta-se com uma lente monofocal, livre de superfícies difrativas, pelo que os desvios primários na nossa coorte não tiveram impacto na qualidade ótica objetiva.

O ângulo κ foi descrito como um dos principais fatores de insatisfação após implante de lentes multifocais, obrigando por vezes ao explante destas²⁰. Num estudo prospetivo, Prakash *et al* relataram que a percepção e intensidade de halos e deslumbramento é proporcional ao ângulo κ ²³. Os nossos dados confirmam estes achados de forma objetiva: o ângulo κ apresentou uma correlação positiva com o RMS de alta ordem total/interno e negativa com o MTF e *Strehl ratio*. O mesmo foi observado no caso do descentramento da lente em relação ao centro pupilar. O desalinhamento entre os raios convergidos pela córnea e o feixe de luz que atravessa a pupila leva a que a luz não seja uniformemente distribuída pelos anéis difrativos. Paralelamente, os raios de luz foveocêntricos atravessam um dos anéis difrativos, e não a zona central da lente, induzindo aberrações óticas. Este aumento de aberrações com o descentramento pupilar deu-se principalmente à custa do aumento do coma ($r=,527;p=,003$), uma aberração de 3ª ordem que traduz assimetrias entre o poder de uma região do sistema ótico e o da região oposta. Este achado é provavelmente consequência da asfericidade negativa da LIO. A partir do momento em que a lente está descentrada e o centro com asfericidade negativa se desloca, há um desequilíbrio do poder relativo das diferentes zonas óticas, o que induz coma na direção do desvio. Assim, as vantagens da asfericidade são anuladas^{1,30}.

Os hipermétropes apresentam córneas mais oblatas, com asfericidade mais positiva¹⁷, pelo que beneficiam de lentes com asfericidade negativa. Em contrapartida, é nestes indivíduos que o ângulo é κ maior⁴. Assim, serão os que demonstram maior tendência a desenvolver coma com lentes asféricas. Isto é problemático pois são os hipermétropes que se apresentam mais precocemente com presbiopia²⁸ e que mais poderão beneficiar com lentes multifocais. Deste modo, acreditamos que a determinação do ângulo κ deve fazer parte do exame pré-operatório de rotina de todos os doentes, particularmente nos hipermétropes. Doentes com valores elevados devem ser avisados de um possível pior prognóstico em termos de qualidade de visão.

Este estudo apresenta algumas limitações. Apesar de obtermos resultados estatisticamente significativos, a nossa amostra é relativamente pequena. Os doentes foram avaliados precocemente, durante a quarta semana do período pós-operatório. Apesar deste ser o período no qual ocorre a grande maioria dos descentramentos³², fatores mais tardios, como a contração do saco capsular¹⁰, não foram avaliados. Três cirurgiões diferentes realizaram as cirurgias. Apesar de todos seguirem a técnica cirúrgica protocolada, não podemos excluir o impacto que pequenas variações intraoperatórias possam ter nos nossos achados. Por fim, o *tilt* das lentes é reconhecido como causa de perda da qualidade ótica¹⁰. Apesar de não ser clinicamente aparente em nenhum dos casos incluídos, não foi avaliado objetivamente.

Os nossos dados sugerem que, em teoria, a centragem ideal de lentes intraoculares multifocais difrativas deve ser entre o eixo visual e o eixo pupilar, de forma a minimizar a perda da qualidade ótica inerente à assimetria fisiológica do olho.

CONCLUSÃO

Após o implante de uma LIO multifocal centrada no eixo visual, esta mantém a sua posição no saco capsular, não se observando uma degradação da qualidade ótica se o descentramento primário não ultrapassar as margens do anel difrativo central. Porém, e pela primeira vez, demonstramos que um ângulo α elevado é um fator preditivo de descentramento, apontando para a necessidade da sua avaliação pré-operatoriamente.

O descentramento da lente em relação ao eixo pupilar leva a um aumento significativo das aberrações de alta ordem e perda da sensibilidade ao contraste. O mesmo é verdade quando o ângulo κ é elevado. Deste modo, os

nossos resultados sugerem que as lentes intraoculares multifocais difrativas devem ser centradas entre o eixo visual e pupilar, i.e., no ponto intermédio do ângulo κ .

Este foi o primeiro estudo a avaliar a correlação entre parâmetros oculares anatómicos objetivos, como o desvio α e eixo ótico, e o posicionamento de lentes multifocais no saco capsular, bem como o seu impacto no perfil de aberrometria *in vivo*. Mais estudos prospetivos, com coortes maiores, são necessários para validar as nossas conclusões.

REFERÊNCIAS

1. Altmann GE, Nichamin LD, Lane SS, Pepose JS. Optical performance of 3 intraocular lens designs in the presence of decentration. *J Cataract Refract Surg.* 2005 Mar;31(3):574-85.
2. Atchison DA, Smith G. *Optics of the human eye.* Oxford ; Boston: Butterworth-Heinemann; 2000.
3. Bartsch DU, Bessho K, Gomez L, Freeman WR. Comparison of laser ray-tracing and skiascopic ocular wavefront-sensing devices. *Eye (Lond).* 2008 Nov;22(11):1384-90.
4. Basmak H, Sahin A, Yildirim N, Papakostas TD, Kanelloupolous AJ. Measurement of angle kappa with synoptophore and Orbscan II in a normal population. *J Refract Surg.* 2007 May;23(5):456-60.
5. Chang DH, Waring GO. The subject-fixated coaxially sighted corneal light reflex: a clinical marker for centration of refractive treatments and devices. *Am J Ophthalmol.* 2014 Nov;158(5):863-74.
6. Charman WN, Montes-Mico R, Radhakrishnan H. Can we measure wave aberration in patients with diffractive IOLs? *J Cataract Refract Surg.* 2007 Nov;33(11):1997.
7. Charman WN, Montes-Mico R, Radhakrishnan H. Problems in the measurement of wavefront aberration for eyes implanted with diffractive bifocal and multifocal intraocular lenses. *J Refract Surg.* 2008 Mar;24(3):280-6.
8. Davison JA, Simpson MJ. History and development of the apodized diffractive intraocular lens. *J Cataract Refract Surg.* 2006 May;32(5):849-58.
9. de Vries NE, Webers CA, Touwslager WR, et al. Dissatisfaction after implantation of multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* 2011 May;37(5):859-65.
10. Gross JG, Kokame GT, Weinberg DV. Dislocated In-The-Bag Intraocular Lens Study G. In-the-bag intraocular lens dislocation. *Am J Ophthalmol.* 2004 Apr;137(4):630-5.
11. Hayashi K, Hayashi H. Comparison of the stability of 1-piece and 3-piece acrylic intraocular lenses in the lens capsule. *J Cataract Refract Surg.* 2005 Feb;31(2):337-42.
12. Jun I, Choi YJ, Kim EK, Seo KY, Kim TI. Internal spherical aberration by ray tracing-type aberrometry in multifocal pseudophakic eyes. *Eye (Lond).* 2012 Sep;26(9):1243-8.
13. Koshy JJ, Nishi Y, Hirschschall N, et al. Rotational stability of a single-piece toric acrylic intraocular lens. *J Cataract Refract Surg.* 2010 Oct;36(10):1665-70.
14. Lane SS, Burgi P, Milios GS, Orchowski MW, Vaughan M, Schwarte E. Comparison of the biomechanical behavior of foldable intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* 2004 Nov;30(11):2397-402.
15. Levin LA, Adler FH. *Adler's physiology of the eye.* 11th ed. Edingburg: Saunders/Elsevier; 2011.
16. Lichtinger A, Rootman DS. Intraocular lenses for presbyopia correction: past, present, and future. *Curr Opin Ophthalmol.* 2012 Jan;23(1):40-6.
17. Llorente L, Barbero S, Cano D, Dorransoro C, Marcos S. Myopic versus hyperopic eyes: axial length, corneal shape and optical aberrations. *J Vis.* 2004 Apr 22;4(4):288-98.
18. Marques JP, Rosa AM, Quendera B, et al. Quantitative evaluation of visual function 12 months after bilateral implantation of a diffractive trifocal IOL. *Eur J Ophthalmol.* 2015 Jun 15:0.
19. Melki SA, Harissi-Dagher M. Coaxially sighted intraocular lens light reflex for centration of the multifocal single piece intraocular lens. *Can J Ophthalmol.* 2011 Aug;46(4):319-21.
20. Moshirfar M, Hoggan RN, Muthappan V. Angle Kappa and its importance in refractive surgery. *Oman J Ophthalmol.* 2013 Sep;6(3):151-8.
21. Pande M, Hillman JS. Optical zone centration in keratorefractive surgery. Entrance pupil center, visual axis, coaxially sighted corneal reflex, or geometric corneal center? *Ophthalmology.* 1993 Aug;100(8):1230-7.
22. Petermeier K, Messias A, Gekeler F, Szurman P. Effect of +3.00 diopter and +4.00 diopter additions in multifocal intraocular lenses on defocus profiles, patient satisfaction, and contrast sensitivity. *J Cataract Refract Surg.* 2011 Apr;37(4):720-6.
23. Prakash G, Prakash DR, Agarwal A, Kumar DA, Agarwal A, Jacob S. Predictive factor and kappa angle analysis for visual satisfactions in patients with multifocal IOL implantation. *Eye (Lond).* 2011 Sep;25(9):1187-93.
24. Rocha KM, Chalita MR, Souza CE, et al. Postoperative wavefront analysis and contrast sensitivity of a multifocal

- apodized diffractive IOL (ReSTOR) and three monofocal IOLs. *J Refract Surg.* 2005 Nov-Dec;21(6):S808-12.
25. Salmon TO, van de Pol C. Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors. *J Cataract Refract Surg.* 2006 Dec;32(12):2064-74.
26. Solomon R, Barsam A, Voldman A, et al. Argon laser iridoplasty to improve visual function following multifocal intraocular lens implantation. *J Refract Surg.* 2012 Apr;28(4):281-3.
27. Souza CE, Muccioli C, Soriano ES, et al. Visual performance of AcrySof ReSTOR apodized diffractive IOL: a prospective comparative trial. *Am J Ophthalmol.* 2006 May;141(5):827-32.
28. Spierer A, Shalev B. Presbyopia among normal individuals. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2003 Feb;41(2):101-5.
29. Vingolo EM, Grenga P, Iacobelli L, Grenga R. Visual acuity and contrast sensitivity: AcrySof ReSTOR apodized diffractive versus AcrySof SA60AT monofocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* 2007 Jul;33(7):1244-7.
30. Wang L, Koch DD. Effect of decentration of wavefront-corrected intraocular lenses on the higher-order aberrations of the eye. *Arch Ophthalmol.* 2005 Sep;123(9):1226-30.
31. Woodward MA, Randleman JB, Stulting RD. Dissatisfaction after multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg.* 2009 Jun;35(6):992-7.
32. Yang Y, Thompson K, Burns SA. Pupil location under mesopic, photopic, and pharmacologically dilated conditions. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2002 Jul;43(7):2508-12.

Os autores não têm conflitos de interesse a declarar.

Trabalho não publicado cedendo os direitos de autor à Sociedade Portuguesa de Oftalmologia.

CONTACTO

José Costa

Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra

e-mail: josefdcosta@gmail.com