NEWTON ANDRADE JUNIOR

**Influência da ceratometria e profundidade de
câmara anterior obtidas por biometria óptica e por
sistema *Scheimpflug* na predição do
poder dióptrico de lente intraocular multifocal
calculada para emetropia**

(Versão corrigida. Resolução CoPGr 6018/11, de 1 de novembro de 2011.

A versão original está disponível na Biblioteca da FMUSP)

Tese apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Doutor em
Ciências

Programa de Oftalmologia

Orientador: Prof. Dr. Milton Ruiz Alves

São Paulo

2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Andrade Junior, Newton

Influência da ceratometria e profundidade de câmara anterior obtidas por biometria óptica e por sistema Scheimpflug na predição do poder dióptrico de lente intraocular multifocal calculada para emetropia / Newton Andrade Junior. -- São Paulo, 2018.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Programa de Oftalmologia.

Orientador: Milton Ruiz Alves.

Descritores: 1.Catarata 2.Biometria
3.Facoemulsificação 4.Lentes intraoculares
5.Interferometria 6.Emetropia

USP/FM/DBD-326/18

Responsável: Eidi Raquel Franco Abdalla - CRB-8/4901

"A simplicidade é o último grau da sofisticação".

(Leonardo da Vinci)

Dedicatória

Dedico este trabalho:

Aos meus avós **Murilo Bezerra Rodrigues** e **Benedita Figueiredo Rodrigues**, por serem os formadores dos meus princípios;

Aos meus avós **Leiria de Andrade Junior** e **Francisca Leitão de Andrade**, por suas valiosas conquistas na área médica, que servem de estímulo diário para meus sonhos;

Aos meus pais **Newton Andrade** e **Nícia Cláudia**, por me encorajarem a seguir meus sonhos e aplaudirem as minhas realizações;

Aos meus irmãos **Nathália Andrade**, **Lui Andrade** e **Luana Andrade**, pelo apoio constante;

À minha sobrinha, **Júlia Andrade**, por toda simpatia que me cativa;

À minha amada esposa, **Rina Andrade**, pelo amor, dedicação e condução da nossa família que servem de alicerce para meus passos;

Aos meus filhos **Rafael Andrade** e **Murilo Andrade**, fontes inesgotáveis de estímulos para inspirações dos meus sonhos.

Agradecimentos

Ao **Professor Doutor Milton Ruiz Alves**, Professor Associado do Departamento de Oftalmologia da FMUSP, por todos os ensinamentos e oportunidades, dentro e fora da oftalmologia. Sem ele a construção deste trabalho seria impossível.

Ao **Professor Doutor André Messias**, reconhecido professor da Universidade de São Paulo, pela ajuda e incentivo na estatística do trabalho;

Ao **Professor Doutor Wilson Takashi Hida** pela prestativa colaboração e pelo estímulo na execução deste trabalho;

Ao **Professor Doutor João Marcelo Lyra** pela participação colaborativa de suma importância para este trabalho;

Ao **Dr. Leiria de Andrade Neto**, estimado professor e presidente da Fundação Leiria de Andrade por sua competente dedicação, sua amizade e seus valiosos ensinamentos.

Ao **Dr. Germano Andrade**, pela amizade e companheirismo, pelo exemplo de competência profissional e pelos ensinamentos ao longo destes anos.

Ao **Dr. Leonardo Akaishi**, pelos seus ensinamentos e amizade, fundamentais na minha formação acadêmica.

Aos meus primos **Lucas Andrade** e **Bárbara Andrade**, pelo estímulo em minha carreira.

Ao **Dr. Carlos André Mont`Alverne**, grande amigo e de estimada contribuição para a realização deste trabalho.

Ao **Dr. José Arruda**, pela amizade e incentivo de sempre.

À **Regina Ferreira Almeida**, distinta secretária do curso de Pós-Graduação de Oftalmologia da Universidade de São Paulo, pela dedicação notável que destina em prol dos alunos graduandos.

A todos os professores e mestres das instituições onde tive a oportunidade de aprender e fazer grandes amigos (FMJ, FAV, HOB, UCLA).

Aos amigos que a vida me deu o privilégio de tê-los como irmãos, fundamentais em diversos momentos.

A todos os professores, médicos e funcionários da Faculdade de Medicina e do Hospital das Clínicas da USP que contribuíram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho.

Esta tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação.

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journal Editors* (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Divisão de Biblioteca e Documentação. *Guia de Apresentação de dissertações, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha; Maria Júlia de A. L. Freddi; Maria F. Crestana; Marinalva de Souza Aragão; Suely Campos Cardoso; Valéria Vilhena. 3. ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação, 2011.

Abreviatura dos títulos de periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

Sumário

Lista de abreviaturas e siglas	x
Lista de de símbolos	xi
Lista de tabelas.....	xii
Lista de figuras	xiii
Resumo	xiv
<i>Abstract</i>	xv
1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS	4
3 REVISÃO DA LITERATURA	6
3.1 A primeira lente intraocular	7
3.2 As fórmulas biométricas	8
3.2.1 As fórmulas biométricas da primeira geração	8
3.2.2 As fórmulas biométricas da segunda a geração.....	9
3.2.3 As fórmulas empíricas	9
3.2.4 As fórmulas biométricas da terceira geração	10
3.2.5 As fórmulas biométricas da quarta geração.....	14
3.3 Biometria ocular	16
3.3.1 Biometria ultrassônica	16
3.3.2 Biometria óptica por interferometria de coerência parcial.....	17
3.3.3 Sistema <i>Sheimpflug</i>	18
3.4 Cirurgia de catarata.....	19
4 MÉTODOS	21
4.1 Aspectos éticos	22
4.2 Tipo de estudo	22
4.3 População.....	22
4.3.1 Critérios de inclusão.....	22
4.3.2 Critérios de exclusão.....	23
4.4 Avaliação oftalmológica pré-operatória	23
4.4.1 IOMaster® 500.....	24

4.4.2	Pentacam® HR	24
4.4.3	Escolha da LIO multifocal	24
4.5	Cirurgias de catarata	25
4.6	Avaliação oftalmológica pós-operatória	25
4.6.1	LIO ideal para emetropia e desvio teórico para emetropia (TDE).....	26
4.7	Análise estatística	26
5	RESULTADOS.....	28
6	DISCUSSÃO.....	36
7	CONCLUSÕES	41
8	ANEXO	43
	Parecer de aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa	44
9	REFERÊNCIAS	45

Listas

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A -	Distância branco a branco
ACD -	Profundidade da Câmara Anterior
AL -	Comprimento Axial Ocular
AV -	Acuidade Visual
CCT -	Espessura Central da Córnea
D -	Dioptria
DC -	Dioptria Cilíndrica
DE -	Dioptria Esférica
Dv -	Distância Vértice
ETDRS -	<i>Early Treatment Diabetic Retinopathy Study</i>
EE -	Equivalente Esférico
ELP -	Posição Efetiva da Lente Intraocular
H -	Altura Corneana
K -	Ceratometria Média
LIO -	Lente Intraocular
LT -	Espessura do Cristalino
n -	Índice De Refração
P -	Poder Dióptrico da Lente Intraocular
PCI -	Interferometria de Coerência Parcial
r -	Raio de Curvatura
Rx -	Refração Ocular
SF -	Fator do Cirurgião
TDE -	Desvio Teórico da Emetropia

LISTA DE SÍMBOLOS

% -	Porcentagem
< -	Menor
> -	Maior
$\leq$ -	Menor ou Igual
$\geq$ -	Maior ou Igual
DP -	Desvio-Padrão
p -	Significância Estatística

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores das médias, desvios-padrão e diferenças intraindividuais de K e ACD mensurados pelo Pentacam [®] HR e pelo IOLMaster [®] 500	29
Tabela 2 - Valores das médias e desvios-padrão dos poderes dióptricos calculados para as LIOs pela fórmula de Haigis, nos grupos avaliados.....	30
Tabela 3 - Resultados das comparações das diferenças entre as médias e desvios-padrão dos poderes dióptricos calculados para as LIOs pela fórmula de Haigis, nos grupos avaliados	31
Tabela 4 - Valores das médias e desvios-padrão das TDEs, por análise de covariância, nos grupos avaliados	33
Tabela 5 - Valores das diferenças de TDEs, por análise de covariância, entre os grupos avaliados	35

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** - Fórmulas biométricas recomendadas em função do AL13
- Figura 2** - Representação das médias e desvios-padrão dos poderes dióptricos das LIOs calculadas pela fórmula de Haigis. A linha média em vermelho representa o poder dióptrico calculado para a LIO ideal.....32
- Figura 3** - Representação das médias e desvios-padrão dos valores das TDE (D) calculadas nos quatro grupos avaliados.....34

Resumo

Andrade Junior N. Influência da ceratometria e profundidade de câmara anterior obtidas por interferometria de coerência parcial e por sistema Scheimpflug na acurácia do poder dióptrico de lente intraocular multifocal calculada para emetropia [Tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2018.

Objetivo: Verificar se a ceratometria média (**K**) e a profundidade de câmara anterior (**ACD**) obtidos por biometria óptica (IOLMaster® 500) e por sistema *Scheimpflug* (Pentacam® HR) influenciam na predição do cálculo do poder dióptrico de LIO multifocal programada para emetropia. **Métodos:** Estudo clínico retrospectivo de 198 olhos portadores de catarata senil, tratados com facoemulsificação e implante de LIO multifocal. A diferença entre o valor da "LIO ideal", previsto pela fórmula biométrica de HAIGIS para emetropia e o poder dióptrico da LIO implantada foi denominada "desvio teórico da emetropia" (TDE). Foram testados quatro cenários de cálculo de LIOs, combinando as medidas K e ACD obtidas com os dois dispositivos. **Resultados:** No trigésimo dia de pós-operatório, o equivalente esférico foi 0 D em 118 dos 198 olhos (60%). O IOL Master® 500 e Pentacam® HR diferiram em relação à média de K ($\Delta 0,09 \pm 0,02$ D, $p < 0,001$) e ACD ($\Delta 0,08 \pm 0,01$ mm; $p < 0,001$). De acordo com a análise de covariância, o TDE foi $0,17 \pm 0,01$ D para K e ACD mensurados com IOL Master® 500; $0,27 \pm 0,01$ D para K e ACD obtidos com Pentacam® HR; $0,15 \pm 0,01$ D para K gerados com IOL Master® e ACD medidos com Pentacam® HR e $0,28 \pm 0,01$ D para K mensurado com Pentacam® HR e ACD obtido com IOL Master®. O TDE foi menor quando K foi medido com IOL Master® 500, independente de qual dispositivo foi usado para medir ACD. **Conclusões:** As predições foram menos confiáveis usando o **K** gerado pelo Pentacam® HR (diferença média $>0,25$ D), a despeito de qual equipamento tenha gerado a **ACD**.

Descritores: 1. Catarata 2. Biometria 3. Facoemulsificação 4. Lentes intraoculares 5. Interferometria 6. Emetropia.

Abstract

Andrade Junior, Newton. Influence of keratometry and anterior chamber depth obtained by partial coherence interferometry and Scheimpflug system in the accuracy of intraocular multifocal lens diopter power calculated for emmetropia [Thesis]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2018.

Objective: To compare the postoperative refractive predictability of IOL Master® 500 and Pentacam® HR based on K and ACD values in eyes with indication for multifocal IOLs. **Methods:** Clinical retrospective study of 198 consecutive eyes treated with phacoemulsification and multifocal IOL implantation. The difference between the predicted value and the ideal IOL diopter was termed theoretical deviation from emmetropia (TDE). Using Haigis' formula, the IOL closest to emmetropia was chosen. Four lens calculation scenarios were tested by combining K and ACD measurements obtained with the two devices. **Results:** On the 30th postoperative day, the spherical equivalent was 0 D in 118 of the 198 eyes (60%). IOL Master® and Pentacam® HR differed with regard to mean K ($\Delta 0.09 \pm 0.02$ D; $p < 0.001$) and ACD ($\Delta 0.08 \pm 0.01$ mm; $p < 0.001$). According to the analysis of covariance, TDE was 0.17 ± 0.01 D for K and ACD measured with IOL Master®, 0.27 ± 0.01 D for K and ACD measured with Pentacam HR; 0.15 ± 0.01 D for K measured with IOL Master® and ACD measured with Pentacam® HR, and 0.28 ± 0.01 D for K measured with Pentacam HR and ACD measured with IOL Master®. Mean K was the only statistically significant factor ($p < 0.001$). Thus, TDE was smaller when K was measured with IOL Master® 500, regardless of which device was used to measure ACD. **Conclusion:** Predictions were less reliable using the K generated by Pentacam® HR (average difference > 0.25 D), regardless of which equipment has generated the ACD.

Descriptors: 1. Cataract 2. Biometry 3. Phacoemulsification 4. Intraocular lenses 5. Interferometry 6. Emmetropia

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

O cálculo do poder dióptrico da lente intraocular (LIO) é um importante parâmetro para o resultado visual da cirurgia da catarata ¹⁻⁹. Antes do uso das fórmulas biométricas para definir a LIO adequada, o método usado era o de utilizar uma biometria padrão, ou seja implantar uma LIO com poder dióptrico único, o que, obviamente, acabava gerando grandes erros refrativos pós-cirúrgicos ¹⁰⁻¹³.

Antes de 1975, o poder dióptrico da LIO implantada, após a extração da catarata, era calculado com o uso de uma equação baseada na história clínica ¹⁴. Na equação: $P = 18 + (1,25 \times Rx)$, P representa o poder dióptrico da LIO fixada na íris, para emetropia e Rx o erro de refração pré-operatório em dioptrias, antes do aparecimento da catarata. Erros acima de $\pm 1,00$ D ocorreram em mais de 50% dos casos, e os desvios muito altos ($\geq \pm 9,00$ D) eram referidos como “surpresas refrativas”. Os “erros grandes” eram causados pela dificuldade de se determinar o real vício de refração antes do aparecimento da catarata ¹⁴.

Nos últimos quarenta anos foram desenvolvidas várias fórmulas para calcular o poder dióptrico das LIOs ¹⁵⁻²¹. O acesso aos novos equipamentos têm permitindo mensurar os parâmetros biométricos com maior acurácia e precisão e, assim, contribuído para se alcançar a emetropia com a cirurgia de catarata ²²⁻³⁸. A contrapartida foi um grande aumento na expectativa do paciente com relação à possível erro de refração residual pós-operatório ³⁹⁻⁴³. Não resta dúvida de que hoje um resultado refrativo pós-cirúrgico inesperado determina um profundo impacto negativo na avaliação de satisfação final do paciente ⁴⁴⁻⁴⁷.

A eficácia refrativa da cirurgia de catarata depende, principalmente, de três fatores: da acurácia dos dados biométricos pré-operatórios; da escolha da fórmula de cálculo do poder dióptrico

da LIO; e da constante da LIO ⁴⁸⁻⁵⁶. Alterações de cerca de 1 mm no raio corneal, no comprimento axial (AL) e na profundidade de câmara anterior (ACD), podem resultar em vícios de refração pós-operatórios de $\pm 5,7$ D; $\pm 2,7$ D e $\pm 1,5$ D; respectivamente ¹⁵. A contribuição reportada para o vício de refração residual proveniente de erros de medida da **ACD**, do **AL** e da ceratometria média (**K**) foi de 42%, 36% e 22%, respectivamente ¹⁵.

Deve-se, também, ressaltar que a evolução da cirurgia de catarata permitiu uma maior estabilidade da LIO implantada no saco capsular, com consequente, aumento da previsibilidade da posição efetiva da lente (ELP), permitindo o desenvolvimento mais acurado das fórmulas biométricas e dos resultados refrativos ⁵⁶⁻⁶².

A introdução na prática médica dos biômetros ópticos de não contato, que utilizam a interferometria de coerência parcial (PCI), também, reduziu significativamente o erro na determinação do AL se comparado ao biômetro ultrassônico ^{2, 4, 6, 7, 9, 23-25, 32, 34}. No entanto, as medidas de K e de ACD que alimentam as fórmulas de cálculo do poder dióptrico de LIO, ainda hoje, são consideradas causas negligenciadas do vício de refração residual pós-cirúrgico ^{15, 63}.

Pelos constantes avanços tecnológicos e técnicos e pela importância e atualidade do tema, escolhemos estudar a influência das medidas de **K** e de **ACD** geradas por PCI e por sistema *Scheimpflug*, na predição do poder dióptrico de LIOs multifocais calculadas para emetropia.

2 Objetivos

2 OBJETIVOS

Investigar se a ceratometria média (**K**) e a profundidade de câmara anterior (**ACD**) obtidas por biometria óptica (IOLMaster® 500) e por sistema *Scheimpflug* (Pentacam® HR) influenciam na predição do cálculo do poder dióptrico de LIO multifocal programada para emetropia.

3 Revisão da Literatura

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 A primeira lente intraocular

A ideia de se utilizar uma LIO para a correção da afacia iniciou-se no dia 29 de novembro de 1949, quando Harold Ridley implantou a primeira LIO inaugurando a fase moderna da cirurgia de catarata^{10-13, 64, 65}. Os cálculos do diâmetro ântero-posterior da primeira LIO de Ridley foram baseados nas medidas do cristalino humano, mas a diferença do índice de refração entre as proteínas do cristalino humano e o material da LIO não foram apropriadamente levados em conta^{64, 65}. A LIO ficou mais espessa do que deveria e a sua implantação resultou em um vício de refração pós-cirúrgico de -18,00 DE com -6,00 DC a 120° e acuidade visual (AV) corrigida de 20/60.⁶⁴

Com o aprimoramento da tecnologia dos materiais utilizados na cirurgia, os avanços obtidos nas LIOs, a maior acurácia biométrica, menores incisões, recuperação pós-operatória mais rápida, maior exigência dos pacientes quanto ao resultado não apenas anátomo-funcional, mas também refracional, a cirurgia de catarata passou a ser considerada uma cirurgia facorrefrativa⁶⁴. O cirurgião de catarata passou a ter como objetivos primordiais não só recuperar a AV perdida, mas também o de planejar o resultado refracional no pós-operatório com maior acurácia¹⁻⁹.

3.2 As fórmulas biométricas

3.2.1 As fórmulas biométricas da primeira geração

Durante quase duas décadas, utilizou-se o método da LIO *standard* nos implantes primários de LIO, ou seja, foram implantadas LIOs de um único poder dióptrico, em todos os casos, gerando um alto percentual de erros refrativos pós-operatórios ¹⁰⁻¹³.

Fyodorov ⁴, em 1967, aplicando os princípios de óptica fisiológica ao sistema ocular, desenvolveu a primeira fórmula biométrica de cálculo de LIO, apresentada a seguir:

$$P = \frac{1336}{AL - ELP} - \frac{1336}{\frac{1336}{\frac{1000}{1000} - K} - ELP}$$

$\frac{1000}{1000} - K$
 $\frac{1000}{Rx} - dv$

Sendo: **P** (poder dióptrico da LIO), **AL** (comprimento axial), **K** (ceratometria média); **ELP** (posição efetiva da LIO); **dv** (distância vértice corneana); e **Rx** (refração pós-operatória desejada, em equivalente esférico).

Nos anos 1970, as LIOs implantadas eram de fixação iriana, e a profundidade de câmara anterior ou distância vértice córnea-plano da íris coincidia com a posição efetiva da LIO (ELP). Por isso, as fórmulas da primeira geração adotaram para a ELP, ou constante ACD, um valor médio inicial de 4 mm, modificado para 4,5 mm quando as LIOs passaram a ser fixadas no sulco e, posteriormente, de 5,25mm, quando implantadas no saco capsular ⁶⁶.

À primeira geração pertencem as fórmulas biométricas desenvolvidas por Collenbrander; Hoffer; Thyssen; Van Der Heije e Binkhorst ⁶⁶⁻⁷⁰. A capacidade preditiva destas fórmulas contemplava olhos com AL de $23,5 \pm 1,5$ mm e K de 43-44D. No entanto, as inúmeras surpresas refrativas levaram ao desuso destas fórmulas e ao desenvolvimento das fórmulas da segunda geração ⁶⁶.

3.2.2 As fórmulas biométricas de segunda geração

Para corrigir o problema das fórmulas biométricas anteriores que haviam assumido uma mesma ELP para todos os olhos, independentemente do AL, levou-se em conta que os olhos mais compridos ficavam míopes e os mais curtos hipermetropes, deduzindo-se que o valor da ACD deveria ser calculado em função do AL. Assim, nos anos 1980 surgiram as fórmulas de segunda geração que passaram a considerar valores variáveis para a ELP em função do AL ⁶⁶.

3.2.3 As fórmulas empíricas

Retzlaff ⁷¹, em 1980, desenvolveu a fórmula SRK, a partir de estudo retrospectivo que incluiu 923 casos de pacientes submetidos à cirurgia de catarata. Nesta fórmula, os fatores mais importantes na predição da potência dióptrica da LIO foram o AL e K, e com ela foi possível explicar até 95% da variabilidade na predição da potência dióptrica da LIO, em olhos com valores biométricos normais ⁷¹.

Thompson et al. ⁷², em 1984, demonstraram que frente a olhos com AL superior a 24,5mm e inferior a 22mm acumulavam-se casos de surpresas refrativas. Para corrigir estas falhas preditivas, Retzlaff et al. ⁷³, em 1990, baseando-se na análise retrospectiva de dados

refrativos pós-cirúrgicos, introduziram modificações na fórmula que passou a ser denominada SRKII.

$$\text{SRK: } P=A - 2,5 AL - 0,9 K$$

$$\text{SRKII: } P=A - 2,5 AL - 0,9 K + C$$

- se $AL < 20$; $C=+3$;
- se $AL \geq 20$ e < 21 ; $C=+2$;
- se $AL \geq 21$ e < 22 ; $C=+1$;
- se $AL \geq 22$ e $< 24,5$; $C=0$; e
- se $AL \geq 25$; $C=-0,5$.

Nas fórmulas SRK e SRKII, **A** é uma constante fornecida pelo fabricante da LIO e seu valor é dependente de parâmetros como o material da lente, seu índice de refração e sua geometria óptica, entre outros ⁶⁶. Na fórmula SRKII, **C** é uma constante com valores entre +3 para ALs inferiores a 20 mm e -0,5 para ALs superiores a 24,5 mm ⁶⁶. O fator somatório da constante **C** à potência dióptrica da LIO dá origem a saltos de 1 D, em olhos com ALs limítrofes ⁶⁶.

Yalvac et al. ⁷⁴, em 1996 demonstraram que os resultados refrativos pós-cirúrgicos com esta fórmula eram apenas razoáveis, uma vez que 58,2% dos pacientes encontravam-se entre $\pm 1D$ do alvo.

3.2.4 As fórmulas biométricas de terceira geração

Holladay et al. ⁷⁵, em 1988, publicaram a primeira fórmula de terceira geração em que a melhora da predição foi baseada na modificação da ELP em função do AL e do K. Os autores, ao mesmo

tempo, também, introduziram novos parâmetros na equação de cálculo da ELP, a altura corneana (**H**) e o fator do cirurgião (**SF**, *surgeon factor*). Sendo:

$$\text{ELP} = 0,56 + H + \text{SF}$$

Sendo: 0,56 = valor médio da paquimetria corneana; **H** = altura corneana ou distância vértice-plano da íris, calculada pela fórmula utilizada por Fyodorov ⁷⁶, derivada do teorema de Pitágoras, que considera a córnea como uma secção de uma esfera cuja base é o plano ao nível do plano da íris.

$$H = r - \sqrt{r^2 - (A/2)^2}$$

Na fórmula, **r** é o raio de curvatura da córnea e **A** a distância do branco a branco da córnea, cujo valor obtido a partir da seguinte equação:

$$A = 12,5 \text{ AL} / 23,45$$

se **A**>13,5, então **A**=13,5

SF= constante fator cirurgião.

O **SF**, segundo Holladay et al. ⁷⁵, refere-se ao fator cirurgião em função da técnica cirúrgica utilizada (implante da LIO no sulco ciliar, inserção zonular ou no ângulo camerular), uma vez que cada tipo de implantação da LIO a deixa numa distância constante da raiz da íris. Em olhos muito compridos, a fórmula original aumentou o valor da **ELP** até um máximo de **AL** de 25,3mm, ficando constante a partir

deste ponto, e considerou 0,2mm o fator de espessura retiniana e 1,33333 o índice ceratométrico ⁷⁵.

Retzlaff et al. ⁷³, em 1990, desenvolveram a fórmula SRK/T, otimizando empiricamente três variáveis: a **ELP**, o fator de espessura retiniana e o índice ceratométrico (*n*). Os autores consideraram a espessura retínica, que na fórmula de Holladay tinha um valor constante (0,2mm), uma variável interdependente do **AL**, que passou a ser determinada da seguinte maneira:

$$\text{Espessura retínica} = 0,65696 - 0,020029 \times \text{AL}$$

E a equação teórica para **ELP** na fórmula SRK/T:

$$\text{ELP} = \text{H} = \text{Offset}$$

Sendo: **H** (altura corneana), calculada segundo a fórmula de Holladay, da seguinte maneira:

$$\text{H} = r - \sqrt{r^2 - (A/2)^2}$$

Para o cálculo do valor de **A** (diâmetro corneal) foi utilizada uma equação de regressão linear.

$$\text{A} = -5,41 + 0,58412 + 0,098 \text{ K}$$

O **SF** de Holladay, ou **offset**, corresponde a distância do plano da íris ao plano principal da LIO, sendo esta distância uma constante para cada tipo de LIO implantada.

$$\text{Offset} = \text{ACD} - 3,336$$

Em que: a **ACD** corresponde a uma constante da LIO fornecida pelo fabricante e 3,336 corresponde a distância média em mm do vértice corneal ao plano da íris, obtida a partir de uma série de casos analisados empiricamente.

Hoffer ⁷⁷, em 1993, desenvolveu a fórmula Hoffer-Q ou fórmula de predição da **ACD**. Nela o autor introduziu uma série de fatores corretivos de aumento e diminuição da **ELP** em função da interrelação entre **AL** e **K**, partindo da base de que a **ELP** deveria estar delimitada entre 2,5 e 6,5 mm, como valores limítrofes.

Considerando que a emetropia refrativa final é o objetivo a ser conquistado, é importante determinar o comportamento da potência dióptrica da LIO a ser implantada em função do **AL** e do **K** aplicada a estas três fórmulas: (Holladay, SRK/T e Hoffer-Q). Assim, em olhos curtos a fórmula Hoffer-Q calcula a LIO mais potente e a SRK/T a menos potente, ainda que esta tendência se inverte completamente em olhos muito compridos. Paralelamente, a Holladay I sempre se mantém em um ponto intermediário ⁷⁸.

A figura 1 mostra as fórmulas biométricas recomendadas em função do **AL**.

Figura 1 - Fórmulas biométricas recomendadas em função do **AL** ⁷⁹

3.2.5 As fórmulas biométricas de quarta geração

Olsen et al.⁸⁰, em 1990, decidiram incluir além do **AL**, **K** e **ACD**, também, a espessura do cristalino (**LT**). Assim, os autores determinaram que a **ELP** correspondia a uma equação de regressão que incluía a altura corneana (**H**), já utilizada nas fórmulas de Holladay e SRK/T, calculada da seguinte maneira:

$$\text{ELP} = \text{ACDconstante} + 0,5 \text{ ACDpré} + 0,1\text{AL} + 0,15\text{H} + 0,2\text{LT} - 5,38$$

Em que:

ACDpré = distância da córnea à superfície do cristalino;

LT = espessura do cristalino; e

H = altura corneana.

$$\text{H} = \text{r} - \sqrt{\text{r}^2 - (\text{A}/2)^2}$$

O parâmetro **ACDconstante** foi determinado para cada tipo de LIO, em estudo retrospectivo de diferentes casos, em que o índice de refração da córnea utilizado foi 1,3315.

Holladay⁸¹, em 1997, com a finalidade de melhorar a predição em olhos curtos, desenvolveu a fórmula de quarta geração Holladay II, nela aumentando o número de fatores que poderiam interferir no cálculo, especialmente aqueles relacionados com o segmento anterior ocular, ou seja, **AL**, **K**, **ACD** (distância epitélio da córnea-superfície anterior do cristalino), distancia branco a branco, **LT**, refração pré-operatória e idade). Assim, a maior importância foi dada ao **AL**, seguida em ordem decrescente pelo **K** (76%), diâmetro corneal horizontal (24%), refração pré-operatória (18%), **ACD** (8%), **LT** (7%) e

idade (1%). Fenzi et al.⁸², obtiveram com esta fórmula 90% dos pacientes dentro de $\pm 1,00$ D da refração desejada e 100% dentro de $\pm 2,00$ D.

Haigis⁸³, em 1997, utilizou para o cálculo da potência dióptrica da LIO três medidas pré-operatórias: **AL**, **K** e **ACD**. O interessante desta fórmula está no tratamento da constante da LIO. Para o autor, uma só constante não poderia definir uma LIO, seu desenho, a forma de seus hápticos e sua posição dentro do olho. Para o autor, as constantes de LIO usadas por outras fórmulas da terceira geração, ao derivar uma das outras eram na realidade, uma mesma constante. Hagis⁸³ propõe, então, três constantes para definir um determinado modelo de LIO, segundo a fórmula:

$$d = a_0 + (a_1 \text{ ACD}) + (a_2 \text{ AL})$$

Sendo: **ACD** = profundidade da câmara anterior medida pré-operatoriamente e **AL** = comprimento axial. A **a₀** é uma constante similar ao resto das constantes da LIO (constante A, ACDconstante ou SF), podendo ser calculada pela seguinte fórmula:

$$a_0 = 0,62467 \text{ constante A} - 72.434$$

A constante **a₁** está unida à **ACD** e a constante **a₂** ao **AL** e seus valores derivam de regressão multianálise que utilizou dados de muitos cirurgões, de muitos olhos com características diferentes e de muitos tipos de lentes. A constante **a₀** depende da constante A otimizada e fornecida pelo fabricante; **a₁** e **a₂** só podem ser otimizadas pelo próprio Dr. Haigis ou pelo Dr. Hill. Uma das particularidades desta fórmula reside no seu emprego para o cálculo de LIO de olhos

previamente submetidos à cirurgia refrativa corneana, uma vez que utiliza **K** para o cálculo da **ELP** ⁸⁴.

3.3 Biometria ocular

3.3.1 Biometria ultrassônica

A primeira ecografia-A foi realizada por Mundt e Hughes, em 1956 ⁸⁵. A partir dessas medidas iniciais, a biometria ultrassônica permaneceu sendo o método clinicamente aceitável para a determinação das distâncias oculares, por cerca de meio século ⁸⁶.

A biometria ultrassônica ou ecobiometria é a medida, por meio do ultrassom, do AL do bulbo ocular e das estruturas intraoculares. Existe uma variedade de tipos e marcas de aparelhos de ultrassom que permitem a realização da ecobiometria, alguns deles, exclusivamente biômetros, porém todos apresentam componentes similares que desempenham as mesmas funções e que são essenciais para a realização do procedimento. São eles: a sonda, o amplificador e o processador do sinal. A ecobiometria pode ser realizada sob a técnica de contato ou imersão. A melhor medida, nos dois métodos, acontece quando os picos estão alinhados e na altura máxima. O procedimento deve ser repetido para comparação e segurança do resultado, até que a diferença entre as medidas seja de centésimos de milímetros e calculada a média ⁸⁷.

As fontes de erros mais comuns e importantes que podem aparecer durante a medição biométrica ultrassônica são os seguintes: compressão corneana (provavelmente a maior fonte de erros), desalinhamento do ultrassom (má fixação por parte do paciente, nistagmo, blefaroespasma e alterações oculares como estafilomas), artefatos (cataratas muito avançadas, pseudofacia), atenuação de

ecos (intervenção prévia com óleo de silicone, gás intraocular, cataratas muito densas) e alterações intraoculares ^{2, 9, 12, 25, 32, 49, 66, 87}.

3.3.2 Biometria óptica por interferometria de coerência parcial

Vários *surveys* conduzidos pelos membros da Sociedade Americana de Catarata e Cirurgia Refrativa (ASCRS) de 1998 a 2009 mostraram que a biometria ultrassônica, com ou sem imersão, a partir de 2009 foi gradativamente substituída pela biometria óptica por cerca de 80% de seus membros ⁸⁶. Estes *surveys* documentaram como a biometria óptica por interferometria de coerência parcial (PCI) tornou-se o método de escolha ⁸⁶.

A biometria óptica por PCI consiste no emprego de um feixe de *laser* infravermelho de 780 nanômetros que é emitido para um divisor de feixes, constituído por dois espelhos, um móvel e um fixo. Este divisor gera dois feixes coaxiais que são dirigidos para dentro do olho e serão refletidos na superfície anterior da córnea e no epitélio pigmentado da retina, sendo registrados por um fotodetector ^{87, 88}.

A biometria óptica baseada na tecnologia A-scan foi disponibilizada comercialmente pela primeira vez em 1999 pela Carl Zeiss ⁸⁸. O IOLMaster® 500 (Carl Zeiss Meditec, Dublin, CA, EUA) usa **PCI**, inclui as fórmulas SRK®II, SRK/T®, Holladay 1 e 2, Hoffer Q, Haigis e Haggis-L (*myopic/hyperopic*) para olhos já operados de LASIK/LASEK; permite o cálculo da LIO de câmara anterior e posterior em olhos fálicos e mede o **K**, **AL**, **ACD**, **LT** e espessura central da córnea (**CCT**), raio corneal (**r**) e a distância branco-a-branco requerida para o cálculo do poder refrativo da LIO ^{89, 90}. No mercado esta tecnologia está disponível, também, nos equipamentos Lenstar® LS 900 (*Haag-Streit*), Alladin® (Topcon), OA®-2000 (*Tomey*®), Al-Scan® (*Nidek*®) e Galilei® G6 (*Ziemer*®) que são usados em todo o mundo ^{89, 90}.

Estudos comparativos do IOLMaster® 500 com Lenstar® não mostraram diferenças nas medidas do **AL**. Contudo, os dois equipamentos mostraram diferenças significativas nas medidas da **ACD** e do **K** ⁹¹⁻⁹³.

3.3.3 Sistema *Scheimpflug*

O sistema *Scheimpflug* é uma técnica que possibilita o registro fotográfico da imagem de um objeto em um plano não paralelo ao plano do filme, com suficiente profundidade de foco, por meio da indução de uma inclinação no plano da imagem ⁹⁴. A utilização do sistema *Scheimpflug* na Oftalmologia permite a análise segmentar do olho em planos sagitais, da superfície anterior da córnea à face posterior do cristalino, possibilitando a obtenção de medidas e distâncias reais entre as estruturas, e a quantificação de opacidades nos meios analisados. Há diversos aparelhos que utilizam o sistema *Scheimpflug*, entre os mais difundidos estão as câmaras Topcon® SL-45, Zeiss® SLC, Nidek® EAS-1000, Galilei® e o Pentacam® ⁹⁴.

O Pentacam®HR (*Oculus, Germany*) usa uma câmera rotacional de *Scheimpflug* para o exame do segmento anterior do olho. É um instrumento de não contato, que fornece em um único escaneamento várias imagens dos 360° do segmento anterior em duas e três dimensões, gerando mapas de topografia anterior e posterior da córnea, de paquimetria, além de medidas da câmara anterior (**ACD**), da ceratometria média dos 3mm centrais (**K**) e análise do cristalino, como densitometria de opacidades cristalinianas ⁹⁵⁻⁹⁹.

3.4 Cirurgia de catarata

A reabilitação proporcionada pela cirurgia da catarata é a mais eficaz entre as diversas formas terapêuticas de combate às doenças degenerativas que objetivam melhorar a qualidade de vida dos idosos ³⁹⁻⁴².

A facoemulsificação e o implante de LIO possibilitam rápida recuperação visual, com baixos índices de complicações nas mãos de cirurgiões experientes, além da boa qualidade de visão pós-cirúrgica ¹⁰⁰. Hoje, o implante de LIO que ofereça correção visual refracional completa em todas as distâncias é o objetivo principal na moderna cirurgia da catarata e a LIO multifocal parece ser uma forma eficaz de se atingir este objetivo ¹⁰⁰.

Enquanto o implante de LIOs monofocais nas cirurgias de catarata permite ao paciente melhor visão para um foco apenas, seja ele para longe ou perto ou para longe em um olho e perto no outro olho, o implante de LIO multifocal pode proporcionar focos para longe e perto e, assim, diminuir a dependência da correção óptica, com pouco comprometimento da qualidade visual ¹⁰⁰⁻¹⁰³.

A LIO multifocal utilizada neste estudo foi a AcrySof® ReSTOR® modelo SN6AD1 ¹⁰⁴. Essa LIO combina uma função difrativa apodizada central e uma refrativa periférica. A parte óptica difrativa apodizada ocupa a zona de 3,6 mm centrais na superfície anterior da LIO, e compreende 9 degraus concêntricos que gradualmente diminuem a altura, criando bifocalidade de perto para longe. A parte refrativa encontra-se perifericamente, ao redor da região difrativa. Esta área direciona a luz para um ponto focal distante em pupilas de maior diâmetro e é responsável pela visão à distância. A LIO apresenta um desenho biconvexo simétrico com uma superfície anterior asférica responsável por reduzir a aberração esférica (aberração esférica desta LIO é - 0,10 μ m numa pupila de 6,0 mm). A superfície óptica

asférica é responsável por um afinamento da LIO de aproximadamente 4,5% em comparação ao modelo esférico para uma LIO de +20,0 D. O diâmetro total da LIO é de 13,0 mm e o diâmetro óptico de 6,0 mm. A adição presente nesta LIO multifocal é de + 3,0 D ^{100,104}.

Hoje, a despeito do uso de avançadas técnicas para realizar a cirurgia de catarata e para calcular o poder dióptrico da LIO para emetropia, a falta de acurácia das medidas biométricas é, ainda, uma das principais causas de erros na determinação dos poderes dióptricos das LIOs ¹⁰⁵. A falta de acurácia na determinação do **K** é considerada o segundo mais importante fator de erro biométrico depois do **AL** ¹⁰⁵. Para os autores, cada dioptria de erro do K tem quase o mesmo efeito no vício de refração residual gerando uma grande insatisfação pós-cirúrgica ¹⁰⁵.

Em conclusão, muitos métodos de medida e equipamentos estão disponíveis, no entanto, diferenças sistemáticas continuam sendo observadas entre os seus resultados o que têm dificultado a obtenção de emetropia pós-cirúrgica em todos os casos. Os desafios, portanto, ainda são grandes, e por isso mesmo, destacamos a necessidade de mais estudos nesta área da investigação.

4 Métodos

4 MÉTODOS

4.1 Aspectos éticos

A pesquisa foi aprovada pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, sob o Processo n.º 105/16 (Anexo A).

4.2 Tipo de estudo

Foi realizado um estudo clínico retrospectivo a partir da análise de dados de prontuários médicos de pacientes submetidos à cirurgia de catarata senil com implante de LIO Acrysoft IQ ReSTOR SN6AD1 (Alcon, USA), programada para emetropia.

4.3 População

A população do estudo foi composta por 110 pacientes (198 olhos) de demanda espontânea submetidos à cirurgia de catarata senil no Hospital Oftalmológico de Brasília (HOB), por um único cirurgião, no período de janeiro de 2014 a outubro de 2015.

4.3.1 Critérios de inclusão

Foram incluídos no estudo pacientes de ambos os sexos, portadores de catarata senil, com idade entre 45 e 65 anos,

astigmatismo corneal $< 1,00$ D e com diâmetro pupilar $\geq 3,5$ mm em condições mesópicas, aferido pelo pupilômetro de Colvard® (*Oasis Corporation, Glendora, CA, EUA*).

4.3.2 Critérios de exclusão

Foram excluídos do estudo, pacientes com histórico de cirurgia ocular prévia; alteração sistêmica que pudesse alterar a cicatrização pós-operatória (diabetes mellitus, doenças autoimunes; doenças do tecido conjuntivo); enfermidade ocular pré-existente que pudesse alterar a AV (doença ocular herpética, olho seco moderado ou intenso, uveíte, glaucoma, doenças retínicas) e, ainda, os pacientes que não tivessem nos seus prontuários todos os dados selecionados da propedêutica complementar para o estudo.

4.4 Avaliação oftalmológica pré-operatória

Todos os pacientes foram submetidos à exame oftalmológico completo com registro da AV com e sem correção para perto e longe com a tabela de ETDRS® (*Early Treatment Diabetic Retinopathy Studychart, Precision Vision, Aurora, Colorado, EUA*), exame biomicroscópico em lâmpada de fenda (Reichert® XCEL 700), tonometria de aplanção (AT® 900, Medvision) e exame do fundo de olho direto (Pocket Junior®, Welch Allyn) e indireto (ODS® 6.0, Eyetec). Todos os pacientes foram submetidos aos seguintes exames: microscopia especular da córnea (EM®-3000, Tomey) para avaliação das células endoteliais; biometria ultrassônica de imersão (RXP®, Alcon Laboratories, Fort Worth, TX, EUA), biometria óptica por PCI (IOLMaster®, Carl Zeiss Meditec, Jena, Germany) e medidas do **K** e **ACD** pelo Pentacam®HR.

4.4.1 IOLMaster® 500

Todos os exames foram realizados em um mesmo aparelho IOLMaster® 500, calibrado de acordo com a recomendação do fabricante. Foram mensurados o comprimento axial (**AL**), a ceratometria média (**K**), a profundidade da câmara anterior (**ACD**) e a medida branco a branco. A **ACD** foi medida do epitélio da córnea à cápsula anterior do cristalino. Para a medida ceratométrica (**K**), o IOL Master® 500 avaliou 6 pontos dos 2,5mm centrais da córnea.

4.4.2 Pentacam® HR

Todos os exames de Pentacam® HR foram realizados em um mesmo aparelho calibrado de acordo com o fabricante. Foram mensurados a ceratometria média (**K**), a profundidade da câmara anterior (**ACD**) e a medida branco a branco. A medida de ACD foi extraída a partir da soma de AD (profundidade anterior) com a paquimetria corneana central (**CCT**). Para a medida ceratométrica (**K**), o Pentacam® HR analisou 2.500 pontos nos 2 a 3 mm centrais da córnea, dependendo da curvatura da córnea.

4.4.3 Escolha da LIO multifocal

A fórmula usada para calcular o poder dióptrico da LIO Acrysoft IQ ReSTOR SN6AD1 (Alcon, USA) baseou-se no valor mais próximo da emetropia sugerido pela fórmula de Haigis com dados da biometria óptica por PCI (IOLMaster® 500).

4.5 Cirurgias de catarata

As cirurgias foram realizadas pelo mesmo cirurgião, todas com a técnica cirúrgica padrão: anestesia tópica com lidocaína a 1% sem conservantes; incisão de 2,2mm em córnea clara auto selante no meridiano mais curvo; uso de viscoelástico dispersivo e coesivo; capsulorrexe circular contínua; hidrodissecção e uso do Infinity®Vision System OZIL® *Intelligent Phaco* (Alcon Laboratories, Fort Worth, TX, EUA). A LIO multifocal Acrysoft IQ ReSTOR SN6AD1 (Alcon, USA) foi implantada com injetor apropriado, dentro do saco capsular. Após a remoção do viscoelástico, a LIO implantada foi centralizada com o paciente olhando para a iluminação direta do microscópio cirúrgico e a cirurgia finalizada com a hidratação das incisões com solução salina balanceada.

Em seguida, os pacientes foram orientados quanto aos cuidados pós-operatórios e a importância do uso correto dos colírios prescritos: quinolona de quarta geração (gatiloxacina a 0,3%) por dez dias, quatro vezes ao dia, associada a corticoide tópico (dexametasona a 0,1%) inicialmente quatro vezes ao dia e regressão progressiva das instilações ao longo de trinta dias.

Os pacientes com indicação cirúrgica para os dois olhos tiveram um intervalo mínimo de sete dias entre a cirurgia de um olho e outro.

4.6 Avaliação oftalmológica pós-operatória

Todos os pacientes foram submetidos à exame oftalmológico completo no primeiro, sétimo e trigésimo dias após a realização da cirurgia, com anotação da **AV** com e sem correção para perto e para longe com a mesma tabela de ETDRS® utilizada no exame pré-operatório.

4.6.1 LIO ideal para emetropia e desvio teórico para emetropia (TDE)

No trigésimo dia de pós-operatório todos os pacientes foram submetidos à exame refratométrico para mensurar o erro de refração residual. Nesse momento, a refração residual foi somada ao poder da LIO multifocal Acrysoft IQ ReSTOR SN6AD1 (Alcon, USA) implantada e foi corrigida a distância vértice pela fórmula do Dr. Hill disponível no site www.doctor-hill.com/physicians/download.htm. Este resultado foi definido como a LIO ideal para atingir a emetropia de cada paciente. Este valor serviu de referência para determinar quais os equipamentos que apresentaram medidas mais próximas da “perfeita”. A fórmula biométrica utilizada em todas as comparações foi a de Haigs.

A origem dos valores de **ACD** e **K** definiram quatro grupos: IOL/IOL (Grupo 1); PENTA/IOL (Grupo 2); IOL/PENTA (Grupo 3) e PENTA/PENTA (Grupo 4).

A diferença entre o poder dióptrico da LIO ideal para atingir a emetropia e o poder dióptrico da LIO calculada com a inserção na fórmula biométrica dos parâmetros **K** e **ACD** do Pentacam® HR e/ou do IOLMaster® foi denominada “desvio teórico para emetropia” (TDE).

4.7 Análise estatística

Para a análise dos dados foi construído um banco de dados no programa *Microsoft Access* e empregou-se o pacote estatístico SPSS V.17.0 (SSPSS Inc, Chicago, IL, USA). Foi aplicado o teste de Kolmogorov-Sminorv para verificar a suposição de normalidade das variáveis Haigs e da diferença entre LIO ideal e Haigs.

As medidas de K e ACD obtidas com dois equipamentos foram comparadas usando o Teste-t pareado.

Os poderes dióptricos das LIOs foram expressos por média e desvio-padrão. Os valores da diferença entre LIO ideal e Haigs (TDE) foram expressos por média e erro-padrão. A influência dos parâmetros K e ACD na predição do poder dióptrico da LIO calculada para emetropia e TDE foi determinada pelo teste de Tukey HSD e complementada por análise de covariância.

Para os modelos estatísticos adotados, o nível de rejeição da hipótese de nulidade foi fixado em 0,05.

5 Resultados

5 RESULTADOS

Foram analisados 198 olhos de 110 indivíduos submetidos à cirurgia de catarata com implante da LIO Acrysoft IQ ReSTOR SN6AD1 (Alcon, USA). A média e o desvio-padrão das idades dos pacientes foram de $63,1 \pm 4,4$ anos. Noventa e oito (49,50%) eram do sexo masculino e 100 (50,50%) do feminino. Não foram observadas complicações perioperatórias.

No trigésimo dia de pós-operatório o equivalente esférico (EE) era 0,00 D em 118 (60,10%) dos 198 olhos, $\pm 0,50$ D em 186 (94,5%) dos 198 olhos e $\geq 1,00$ D em 11 (5,60%) dos 198 olhos operados.

Os valores das médias, desvios-padrão, valores mínimos e máximos de **K** e de **ACD**, mensurados pelo Pentacam® HR e IOLMaster® 500, estão na Tabela 1.

Tabela 1 - Valores das médias, desvios-padrão e diferenças intraindividuais de K e ACD mensurados pelo Pentacam® HR e pelo IOLMaster® 500

	K (IOLMaster®)	K (Pentacam®)	ACD (IOLMaster®)	ACD (Pentacam®)
Média	44,1	44,0	3,1	3,2
DP	1,5	1,4	0,4	0,4
Diferença Intraindividual	0,09 $\pm$ 0,02		0,08 $\pm$ 0,01	
p-valor*	< 0,001		< 0,001	

*Teste t-pareado.

As medidas feitas pelo IOLMaster®500 e Pentacam®HR diferiram significativamente em relação ao **K** ($p < 0,001$) e, também, para a **ACD** ($p < 0,001$).

A origem dos valores de **ACD** e **K**, respectivamente, definiram quatro grupos: IOL/IOL; PENTA/IOL; IOL/PENTA; e PENTA/PENTA.

A Tabela 2 mostra a distribuição dos valores das médias e desvios-padrão dos poderes dióptricos das LIOs calculadas pela fórmula de Haigis, nos quatro grupos avaliados.

Tabela 2 - Valores das médias e desvios-padrão dos poderes dióptricos calculados para as LIOs pela fórmula de Haigis, nos grupos avaliados

ACD/K		LIO/Haigis Média ± DP
IOL/IOL	(n=198)	21,40 ± 2,59
PENTA/IOL	(n=198)	21,43 ± 2,59
IOL/PENTA	(n=198)	21,52 ± 2,54
PENTA/PENTA	(n=198)	21,56 ± 2,54
p-valor*		0,923

Teste de Tukey HSD.

Entre os quatro grupos não foram evidenciadas diferenças significantes entre as médias dos poderes dióptricos das LIOs calculadas pela fórmula de Haigis para emetropia ($p=0,923$).

A Tabela 3 mostra os resultados das comparações das diferenças entre as médias e desvios-padrão dos poderes dióptricos das LIOs calculadas pelas fórmulas de Haigis e o poder dióptrico calculado para a LIO ideal, nos quatro grupos avaliados.

Tabela 3 - Resultados das comparações das diferenças entre as médias e desvios-padrão dos poderes dióptricos calculados para as LIOs pela fórmula de Haigis, nos grupos avaliados

Comparações	p-valor
IOL/IOL X PENTA/IOL	0,934
IOL/IOL X PENTA/PENTA	<0,0001*
IOL/IOL X IOL/PENTA	<0,0001*
PENTA/IOL X IOL/PENTA	<0,0001*
PENTA/IOL X PENTA/PENTA	<0,0001*
IOL/PENTA X PENTA/PENTA	0,839

*estatisticamente significativa

Foram verificadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos IOL/IOL e IOL/PENTA ($p < 0,0001$), IOL/IOL e PENTA/PENTA ($p < 0,0001$), PENTA/IOL e IOL/PENTA ($p < 0,0001$) e PENTA/IOL e PENTA/PENTA ($p < 0,0001$). Não foram observadas diferenças estatisticamente significantes quando comparados os grupos IOL/IOL e PENTA/IOL ($p = 0,934$) e IOL/IOL e PENTA/PENTA ($p = 0,839$).

A Figura 2 mostra a representação gráfica dos valores das médias e desvios-padrão dos poderes dióptricos das LIOs calculadas pela fórmula de Haigis nos diferentes grupos e a linha média representa o poder dióptrico da lente ideal.

Figura 2- Representação das médias e desvios-padrão dos poderes dióptricos das LIOs calculadas pela fórmula de Haigis. A linha média em vermelho representa o poder dióptrico calculado para a LIO ideal

Verifica-se que o Grupo 1 (IOL/IOL) foi o que mais se aproximou da lente ideal.

A diferença entre o poder dióptrico da LIO ideal para atingir a emetropia e o poder dióptrico da LIO calculada pela inserção na fórmula biométrica dos parâmetros **K** e **ACD** gerados pelo Pentacam® HR e/ou do IOLMaster® 5000 foi denominada “desvio teórico para emetropia” (TDE).

A Tabela 4 mostra a distribuição dos valores das médias e desvios-padrão das TDEs, por análise de covariância, nos quatro grupos avaliados.

Tabela 4 - Valores das médias e desvios-padrão das TDEs, por análise de covariância, nos grupos avaliados

ACD/K		TDE ¹ Média ± DP
IOL/IOL	(n=198)	0,17 ± 0,01
PENTA/IOL	(n=198)	0,15 ± 0,01
IOL/PENTA	(n=198)	0,28 ± 0,01
PENTA/PENTA	(n=198)	0,27 ± 0,01
p-valor		<0,0001*

Teste de Tukey HSD. Legenda: 1.TDE: desvio teórico para emetropia.

As diferenças foram significantes entre os grupos quando as avaliações foram feitas pela TDE ($p < 0,0001$). Observe que os valores menores da TDE ocorreram com o **K** medido pelo IOLMaster®, independentemente do equipamento usado para medir a **ACD**.

A Figura 3 mostra a representação gráfica dos valores médios e respectivos desvios-padrão das TDE calculadas nos quatro grupos avaliados.

Fonte: Elaborada pelo pesquisador.

Figura 3 - Representação das médias e desvios-padrão dos valores das TDE (D) calculadas nos quatro grupos avaliados

As diferenças entre os valores da TDE para K e ACD obtidos de cada equipamento, por análise de covariância, estão na Tabela 5.

Tabela 5- Valores das diferenças de TDEs, por análise de covariância, entre os grupos avaliados

ACD / K	ACD / K	TDE (D)	<i>p</i> -valor
IOL / PENTA	PENTA / IOL	0,13	<.0001
PENTA / PENTA	PENTA / IOL	0,13	<.0001
IOL / PENTA	IOL / IOL	0,11	<.0001
PENTA / PENTA	IOL / IOL	0,11	<.0001
IOL / IOL	PENTA / IOL	0,02	0.6040
IOL / PENTA	PENTA / PENTA	0,00	0.9967

Note, novamente, que a diferença de TDE foi significativamente menor com o K gerado pelo IOLMater® 500, a despeito de qual equipamento foi utilizado para medir a ACD.

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

Apesar do aprimoramento tecnológico dos aparelhos e das fórmulas biométricas, a escolha da LIO ideal continua sendo o grande desafio para o cirurgião de catarata ^{1-7, 12, 16, 18, 20, 27,86, 87, 89, 96}.

As fórmulas de quarta geração, como a Haigis, desenvolvidas com o objetivo de melhorar a predição dos resultados refrativos pós-operatórios, incluem no cálculo biométrico do poder dióptrico da LIO, parâmetros como **AL**, **K** e **ACD** ^{15, 44, 45, 53}.

A biometria óptica por **PCI** é, hoje, considerada o padrão ouro para o cálculo do poder dióptrico da LIO ^{13, 24, 88-90}. Para mensurar **K**, o biômetro óptico IOLMaster® 500 utiliza o índice ceratométrico de 1,332; enquanto o Pentacam® HR e outros equipamentos (ceratômetros e topógrafos) utilizam o índice de 1,3375. Para evitar problemas inerentes ao índice ceratométrico, o **K** mensurado pelo IOLMaster® 500 é inserido na fórmula de Haigis como raio de curvatura, em milímetros. As fórmulas Holladay I, Holladay II, HofferQ, SRK II, SRK/T requerem **K** em dioptrias e assumem o valor de 1,3375 para o índice ceratométrico. Para Hagis a utilização do **K** gerado em um equipamento cujo índice ceratométrico difere do 1,332 usado pelo IOLMaster® 500 pode gerar no cálculo do poder da LIO pela fórmula de Hagis, um erro sistemático de 1,00 D ⁸⁶.

A medida dos raios de curvaturas anterior e posterior da córnea é acessível pelo Pentacam® HR (*Oculus, Germany*) que usa uma câmera rotacional de *Scheimpflug* para em um único escaneamento obter várias imagens do segmento anterior ocular ⁸³⁻⁸⁷. Estudos recentes, no entanto, indicam que a predição do poder dióptrico das LIOs com o uso desta tecnologia é insatisfatória ⁸⁶. Shamas et al. ¹⁰⁶ e Lam ¹⁰⁷ verificaram que o **K** gerado pelo Pentacam® HR não superou a acurácia da medida do poder dióptrico da LIO obtida com o **K**

gerado pelo refrator computadorizado. Haigis, também, comparou estas duas tecnologias e encontrou erros absolutos mais altos com o uso do **K** gerado pelo Pentacam® HR, em olhos normais ⁸⁶.

O IOLMaster® 500 mensura a ACD do epitélio da córnea à cápsula anterior do cristalino, enquanto o Pentacam® HR mede a ACD do endotélio da córnea à cápsula anterior do cristalino (AD). Para que as duas medidas da ACD pudessem ser comparadas, foi acrescentado à medida de AD do Pentacam® HR o valor da paquimetria central da córnea (CCT).

Vários estudos comparativos com o Lenstar® LS 900 e Pentacam® HR mostraram que o IOLMaster® 500 gera valores maiores para a **ACD** ^{16, 105-108}. Em outras pesquisas comparativas, os valores da **ACD** são significativamente maiores com o Pentacam® HR ^{80, 95, 108-111}.

Neste estudo encontramos uma diferença mais alta na medida da **ACD** de $0,08 \pm 0,01$ mm com o Pentacam® HR. E uma diferença (mais alta) na medida do K de $0,09 \pm 0,01$ D com o IOLMaster®5000 (Tabela 1).

A fórmula de Hagis foi desenvolvida para calcular o poder dióptrico da LIO com o IOLMaster® 500. Contudo, com a introdução do Pentacam® HR levantou-se a expectativa de que este equipamento pudesse medir com mais acurácia e precisão tanto **ACD** como **K** e, assim, pudesse impactar positivamente o resultado refrativo pós-cirúrgico ^{16, 95, 112-115}.

Para examinar esta hipótese, primeiramente, testamos as quatro combinações (ou grupos) das medidas de **ACD** e **K** geradas pelos dois equipamentos para calcular o poder das LIOs pela fórmula de Haigis. As diferenças observadas entre os quatro grupos não foram estatisticamente significantes (Tabela 2).

A Tabela 3 mostra os resultados das comparações das diferenças entre as médias e desvios-padrão dos poderes dióptricos das LIOs

calculadas pelas fórmulas de Haigis e o poder dióptrico calculado para a LIO ideal, nos quatro grupos avaliados. Não foram observadas diferenças significantes apenas quando comparados os grupos IOL/IOL e PENTA/IOL ($p=0,934$) e IOL/IOL e PENTA/PENTA ($p=0,839$).

As representações das médias e desvios-padrão dos poderes dióptricos das LIOs calculadas pela fórmula de Haigis e do poder dióptrico médio calculado para a LIO ideal estão na Figura 2. Verificamos que o grupo 1 (IOL/IOL) foi o que mais se aproximou da LIO ideal (Figura 2).

As quatro combinações (ou grupos) das medidas de **ACD** e **K** geradas pelos dois equipamentos para calcular os desvios teóricos das LIOs para emetropia (TDE) estão representadas na Tabela 4. Verificamos que o valor mais baixo da TDE ou o mais próximo da LIO ideal (diferença média de $0,15 \pm 0,01D$) ocorreu quando a **ACD** foi gerada pelo Pentacam® HR e o **K** pelo IOLMaster® 500 (Tabela 4 e Figura 3). Contudo, a combinação IOL/**K** e PENTA/**ACD** ($0,15 \pm 0,01 D$) não foi significativamente melhor que a combinação IOL/**K** e IOL/**ACD** ($0,17 \pm 0,01 D$) (Tabela 4 e Figura 3). Ressalta-se que as predições foram menos confiáveis com o **K** gerado pelo Pentacam® HR (diferença média $> 0,25 D$), a despeito de qual equipamento foi usado para medir a ACD (Tabela 4 e Figura 3).

Finalmente, foram retestadas as quatro combinações (ou grupos) das medidas de **ACD** e **K** geradas pelos dois equipamentos por análise de covariância e verificamos que a TED foi significativamente mais baixa com o **K** gerado pelo IOLMaster® 500, a despeito de qual equipamento foi usado para gerar a **ACD** (Tabela 5). Portanto, nas condições deste estudo, podemos afirmar que o uso do **K** mensurado pelo Pentacam® HR gerou um efeito negativo na predição do poder dióptrico da LIO calculada para emetropia.

Com o uso de tecnologias avançadas (IOLMaster® 500 e fórmula biométrica de Haigis) e boa técnica cirúrgica, 40% dos olhos

operados apresentaram erro refrativo residual (EE), dos quais, 34% entre $\pm 0,50$ D e 6% $\geq 1,00$ D.

A predição do vício de refração após a cirurgia de catarata é limitada por erros sistemáticos e randômicos ⁸⁶. Os erros das medidas se espalham de acordo com a lei de propagação do erro gaussiano ¹¹⁵. Erros absolutos de $\pm 0,50$ D na predição do poder da LIO ocorrem, mesmo, sob condições controladas ⁴⁹. Para Haigis o uso de biometria óptica e de constantes otimizadas da LIO contribuem para a predição de um erro aritmético médio de $\pm 0,50$ D, fato corroborado neste estudo, uma vez que o EE foi 0,00 D em 118 (60,10%) dos 198 olhos e $\pm 0,50$ D em 186 (94,5%) dos 198 olhos operados. Ou seja, esta investigação sugere que a cirurgia de catarata com implante de LIO, no estado atual da arte, já percorreu parte significativa do seu caminho na direção da emetropia.

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

- Verificou-se uma diferença positiva (mais alta) na medida da **ACD** de $0,08 \pm 0,01$ mm com o Pentacam® HR. E uma diferença (mais alta) na medida do K de $0,09 \pm 0,01$ D com o IOLMaster®500.
- Verificou-se que os valores mais próximos da LIO ideal (diferença média de 0,15D) ocorreram com o emprego da **ACD** gerada pelo Pentacam® HR e do **K** pelo IOLMaster® 500. Contudo, esta combinação não foi significativamente melhor do que a da ACD e K gerados pelo IOLMaster® 500.
- As predições foram menos confiáveis usando o K gerado pelo Pentacam® HR (diferença média $> 0,25$ D), a despeito de qual equipamento tenha gerado a ACD.

8 ANEXO

8.1 Parecer de Aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa.

APROVAÇÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 27/04/2016, APROVOU o Protocolo de Pesquisa nº 105/16 intitulado: "ANÁLISE DE DIFERENTES MÉTODOS TOMOGRÁFICOS NA ACURÁCIA DE FÓRMULAS MODIFICADAS PARA O CÁLCULO DE LENTES INTRAOCULARES. " apresentado pelo Departamento de OFTALMOLOGIA E OTORRINOLARINGOLOGIA

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar ao CEP-FMUSP, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 466/12, inciso IX.2, letra "c").

Pesquisador (a) Responsável: PROF.DR. MILTON RUIZ ALVES

Pesquisador (a) Executante: NEWTON ANDRADE JUNIOR

CEP-FMUSP, 05 de Maio de 2016.

Profa. Dra. Maria Aparecida Azevedo Koike Folgueira
Coordenador
Comitê de Ética em Pesquisa

9 Referências

9 REFERÊNCIAS

1. Jeong J, Song H, Lee JK, Chuck RS, Kwon JW. The effect of ocular biometric factors on the accuracy of various IOL power calculation formulas. *BMC Ophthalmol.* 2017;17(1):62.
2. Labiris G, Ntonti P, Ntitsos K, Katsanos A, Sideroudi H, Kozobolis V. Comparison of the biometric measurements calculated with Zeiss IOL-Master and WaveLight OB-820. *Clin Ophthalmol.* 2017;11:753-8.
3. Yu JG, Zhong J, Mei ZM, Zhao F, Tao N, Xiang Y.. Evaluation of biometry and corneal astigmatism in cataract surgery patients from Central China. *BMC Ophthalmol.* 2017;17(1):56.
4. Arriola-Villalobos P, Almendral-Gómez J, Garzón N, Ruiz-Medrano J, Fernández-Pérez C, Martínez-de-la-Casa JM, Díaz-Valle D. Agreement and clinical comparison between a new swept-source optical coherence tomography-based optical biometer and an optical low-coherence reflectometry biometer. *Eye (Lond).* 2017;31(3):437-42.
5. Goto S, Maeda N, Koh S, Ohnuma K, Hayashi K, Iehisa I, Noda T, Nishida K. prediction of postoperative intraocular lens position with angle-to-angle depth using anterior segment optical coherence tomography. *Ophthalmology.* 2016;123(12):2474-80.
6. Hoffer KJ, Savini G. Comparison of AL-Scan and IOLMaster 500 partial coherence interferometry optical biometers. *J Refract Surg.* 2016;32(10):694-8.

-
7. Güler E, Kulak AE, Totan Y, Yuvarlak A, Hepsen IF. Comparison of a new optical biometry with and optical low-coherence reflectometry for ocular biometry. *Cont Lens Anterior Eye*. 2016;39(5): 336-41.
 8. Sabatino F, Findl O, Maurino V. Comparative analysis of optical biometers. *J Cataract Refract Surg*. 2016;42(5):685-93.
 9. Ademola-Popoola DS, Nzeh DA, Saka SE, Olokoba LB, Obajolowo TS. Comparison of ocular biometry measurements by applanation and immersion A-scan techniques. *J Curr Ophthalmol*. 2015;27(3-4):110-4.
 10. Trivedi RH, Apple DJ, Pandey SK, Werner L, Izak AM, Vasavada AR, Ram J. Sir Nicholas Harold Ridley: He changed the world, so that we might better see it. *Indian J Ophthalmol*. 2003;51(3):211-6.
 11. Moore DB, Harris A, Siesky B. The world through a lens: the vision of Sir Harold Ridley. *Br J Ophthalmol*. 2010;94(10):1277-80.
 12. Muralha L, Crema AW, Caballero JC. Cálculo da lente intraocular: fórmulas biométricas. In: Ambrósio Jr R, Crema A (eds). *Tratado brasileiro de catarata e cirurgia refrativa*. Rio de Janeiro: Gen, Guanabara Koogan, Cultura Médica; 2014. p.186-189.
 13. Sarwar H, Modi N. Sir Harold Ridley: innovator of cataract surgery. *J Perioper Pract*. 2014;24(9):210-2.
 14. Shamas HJ. Historic overview. In: Shamas HJ (ed). *Intraocular lens power calculations*. Thorofare, NJ: Slack; 2004. p.7-13.

-
15. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review. *Acta Ophthalmol Scand.* 2007;85(5):472-85.
 16. Haigis W. Intraocular lens calculation after refractive surgery for myopia: Haigis-L formula. *J Cataract Refract Surg.* 2008;34(10):1658-63.
 17. Wang Q, Jiang W, Lin T, Wu X, Lin H, Chen W. Meta-analysis of accuracy of intraocular lens power calculation formulas in short eyes. *Clin Exp Ophthalmol.* 2018;46(4):356-63.
 18. Razmjoo H, Atarzadeh H, Kargar N, Behfarnia M, Nasrollahi K, Kamali A. The comparative study of refractive index variations between Haigis, Srk/T and Hoffer-Q formulas used for preoperative biometry calculation in patients with the axial length >25 mm. *Adv Biomed Res.* 2017;6:78.
 19. Hoffer KJ, Savini G. IOL Power Calculation in Short and Long Eyes. *Asia Pac J Ophthalmol (Phila).* 2017;6(4):330-1.
 20. Jeong J, Song H, Lee JK, Chuck RS, Kwon JW. The effect of ocular biometric factors on the accuracy of various IOL power calculations formulas. *BMC Ophthalmol.* 2017;17(1):62.
 21. Kane JX, Van Heerden A, Atik A, Petsoglou C. Accuracy of 3 new methods for intraocular lens power selection. *J Cataract Refract Surg.* 2017; 43(3): 333-339.
 22. Sahin A, Hamrah P. Clinically relevant biometry. *Curr Opin Ophthalmol.* 2012;23(1):47-53.

-
23. Tappeiner C, Rohrer K, Frueh BE, Waelri R, Goldblum D. Clinical comparison of biometry using the non-contact optical low coherence reflectometer (Lenstar LS 900) and contact ultrasound biometer (Tomey AL-3000) in cataract eyes. *Br J Ophthalmol*. 2010; 94(5):666-7.
24. Faria-Ribeiro M, Lopez-Ferreira D, Lopez-Gil N, Jorge J, Gonzalez-Méijome M. Errors associated with IOL-Master Biometry as a Function of Internal Dimensions. *J Optometry*, 2014;7(2):75-8.
25. Chan B, Cho P, Cheung SW. Repeatability and agreement of two A-scan ultrasonic biometers and IOLMaster in non-orthokeratology subjects and post-orthokeratology children. *Clin Exp Optom*. 2006;89(3):160-8.
26. Santodomingo-Rubido J, Mallen EA, Gilmartin B, Wolffsohn JS. A new non-contact optical device for ocular biometry. *Brit J Ophthalmol*. 2002;86(4):458-62.
27. Ventura BV, Ventura MC, Wang L, Koch DD, Weikert MP. Comparison of biometry and intraocular lens power calculation performed by a new optical biometry device and a reference biometer. *J Cataract Refract Surg*. 2017;43(1):74-9.
28. Savini G, Hoffer KJ, Barboni P, Balducci N, Schiano-Lomoriello D, Ducoli P. Accuracy of optical biometry combined with Placido disc corneal topography for intraocular lens power calculation. *PLoS One*. 2017;12(2):e0172634.
29. Kongsap P. Comparison of a new optical biometer and a standard biometer in cataract patients. *Eye Vis (Lond)*. 2016;3:27.

-
30. Hoffer KJ, Hoffmann PC, Savini G. Comparison of a new optical biometer using swept-source optical coherence tomography and a biometer using optical low-coherence reflectometry. *J Cataract Refract Surg*. 2016;42(8):1165-72.
31. Shin MC, Chung SY, Hwang HS, Han KE. comparison of two optical biometers. *Optom Vis Sci*. 2016;93(3):259-65.
32. Aktas S, Aktas H, Tetikoglu M, Sagdk HM, Özcura F. Refractive results using a new optical biometry device: comparison with ultrasound biometry data. *Medicine (Baltimore)*. 2015;94(48):e2169.
33. Kaya F, Kocak I, Aydin A, Baybora H, Karabela Y. Comparison of different formulas for intraocular lens power calculation using a new optical biometer. *J Fr Ophthalmol*. 2015;38(8):717-22.
34. Turhan SA, Toker E. Predictive accuracy of intraocular lens power calculation: comparison of optical low-coherence reflectometry and immersion ultrasound biometry. *Eye Contact Lens*, 2015;41(4): 245-51.
35. Rodriguez-Raton A, Jimenez-Alvarez M, Artech-Limousin L, Mediavilla-Peña E, Larrucea-Martinez I. Effect of pupil dilation on biometry measurements with partial coherence interferometry and its effect on IOL power formula calculation. *Eur J Ophthalmol*. 2015; 25(4):309-14.
36. Hui S, Yi L. Comparison of two optical biometers in intraocular lens power calculation. *Indian J Ophthalmol*. 2014;62(9):931-4.

-
37. Kaswin G, Rousseau A, Mgarrech M, Barreau E, Labetoulle M. Biometry and intraocular lens power calculation results with a new optical biometry device: comparison with the gold standard. *J Cataract Refract Surg*. 2014;40(4):593-600.
38. Huang JH, Yang X, Wang QM, Cheng SM, Chen J. [Comparison of Lenstar and IOLMaster for intraocular lens power calculation]. *Zhonghua Yan Ke Za Zhi*. 2012;48(11):1005-10.
39. Ka AM, Sow AS, Diagne JP, Ndoeye Roth PA, Kamara K, De Medeiros ME, Ba EA, Diallo HM, Wane AM, Kane H, Ndiaye JM, Sow S, Sy EM, Ndiaye PA. [Patient's quality of life after cataract surgery.] *J Fr Ophtalmol*. 2017;40(8):629-635.
40. Lamoureux EL, Fenwick E, Pesudovs K, Tan D. The impact of cataract surgery on quality of life. *Curr Opin Ophthalmol*. 2011;22(1):19-27.
41. Hahn U, Krummenauer F. Results and methodology of cost-utility evaluation of cataract surgery in developed countries: Quality-adjusted life years and cataract. *J Cataract Refract Surg*. 2017;43(6):839-47.
42. Wang SY, Stem MS, Oren G, Shtein R, Lichter PR. Patient-centered and visual quality outcomes of premium cataract surgery: a systematic review. *Eur J Ophthalmol*. 2017;26;27(4):387-401.
43. García-Pérez JL, Gros-Otero J, Sánchez-Ramos C, Blázquez V, Contreras I. Short term visual outcomes of a new trifocal intraocular lens. *BMC Ophthalmol*. 2017;17(1):72.

-
44. Behndig A, Montan P, Lundström M, Zetterström C, Kugelberg M. Gender. Differences in biometry prediction error and intra-ocular lens power calculation formula. *Acta Ophthalmol.* 2014;92(8):759-63.
45. de Vries NE, Webers CAB, Touwslager WRH, Bauer NJC, de Brabander J, Berendschot TT, Nuijts RM. Dissatisfaction after implantation of multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*, 2011;37(5):859-65.
46. Aristodemou P, Knox CNE, Sparrow JM, Johnston RL. Intraocular lens formula constant optimization and partial coherence interferometry biometry: refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*, 2011;37(1):50-62.
47. Ribeiro FJ, Castanheira-Diniz A, Dias JM. Personalized pseudophakic model for refractive assessment. *PLoS One.* 2012; 7(10):e-46780. Accessed 10/05/2017.
48. Rönbeck M, Lundström M, Kugelberg M. Study of possible predictors associated with self-assessed visual function after cataract surgery. *Ophthalmology.* 2011;118(9):1732-8.
49. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg.* 2008;34(3):368-76.
50. Preussner PR, Olsen T, Hoffmann P, Findl O. Intraocular lens calculation accuracy limits in normal eyes. *J Cataract Refract Surg.* 2008;34(5):802-8.
51. Haigis W. Intraocular lens calculation after refractive surgery for myopia: Haigis-L formula. *J Cataract Refract Surg.* 2008;34(10): 1658-63.

-
52. Joo J, Whang WJ, Oh TH, Kang KD, Kim HS, Moon JI. Accuracy of intraocular lens power calculation formulas in primary angle closure glaucoma. *Korean J Ophthalmol*. 2011;25(6):375-9.
53. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review. *Acta Ophthalmol Scand*. 2007;85(5):472-85.
54. Rajan MS, Keilhorn I, Bell JA. Partial coherence laser interferometry vs. conventional ultrasound biometry in intraocular lens power calculations. *Eye*. 2002;16(5):552-6.
55. Faria-Ribeiro M, Lopes-Ferreira D, López-Gil N, Jorge J, González-Méijome JM. Errors associated with IOLMaster biometry as a function of internal ocular dimensions. *J Optom*. 2014;7(2):75-8.
56. Shamas HJ. Modern formulas for intraocular lens power calculations. In: Shamas HJ. (Ed). *Intraocular lens power calculations*. Thorophare, NJ: Slack; 2004. p.15-24.
57. Kelman CC. Phaco-mulsication and aspiration: a new technique of cataract removal - a preliminary report. *Am J Ophthalmol*. 1967;64(1):33-5.
58. Gimbel HV, Neuhann T. Development, advantages and methods of the continuous circular capsulorhexis technique. *J Cataract Refract Surg*. 1990;16(1):31-7.
59. Gimbel HV. Divide and conquer nucleofractis phacoemulsification: development and variations. *J Cataract Refract Surg*. 1991;17(3):281-91.
60. Padilha MA. Cirurgia de catarata pela técnica de facoemulsificação. *Rev Bras Oftalmol*. 1998;1:21-51.

-
61. Sahin A, Hamrah P. Clinically relevant biometry. *Curr Opin Ophthalmol*. 2012;23(1):47-53.
62. Hagsis W. The hagsis formula. In: Shamas HJ. (Ed). *Intraocular lens power calculations*. Thorophare, NJ: Slack; 2004. p.41-57.
63. Hagsis W. Optical biometry using partial coherence interferometry. In: Shamas HJ (ed): *Intraocular lens power calculations*. Thorophare, NJ: Slack; 2004. p.141-157.
64. Padilha MA, Casanova F. Breve história da evolução da cirurgia da catarata e sua correlação biométrica. In: Centurion V (ed): *Excelência em biometria*. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 2006. p. 3-33.
65. Apple DJ, Sims J. Harold Ridley and the invention of the intraocular lens. *Surv Ophthalmol*. 1966;40(4):279-92.
66. Lara FJG. *Comparación de fórmulas biométricas en el cálculo de lentes intraoculares mediante el uso de biometria óptica*. Mestrado [Tese]. Cataluña, Espanha: Facultad de Óptica y Optometria de Terassa, Universidade Politécnica de Cataluña; 2013.
67. Colenbrander MC. Calculation of the power of an iris clip lens for distance vision. *Brit J Ophthalmol*. 1973;57(10):735-40.
68. Thijssen JM. The emmetropic and the iseikonic implant lens: computer calculation of the refractive power and its accuracy. *Ophthalmologica*. 1975;171(6):467-86.
69. Binkhorst RD. Pitfalls in the determination of intraocular lens power without ultrasound. *Ophthalmic Surg*. 1976;7(3):69-82.

-
70. Zacharias W. As fórmulas biométricas. In: Centurion V (ed). *Excelência em biometria*. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 2006. p. 95-102.
71. Retzlaff JA. A new intraocular lens calculation formula. *J Am Intraocular Implant Soc*. 1980;6(2):148-52.
72. Thompson JT, Maumenee AE, Baker CC. A new posterior chamber intraocular lens formula for axial myopes. *Ophthalmology*. 1984;91(5):484-8.
73. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraft MC. *Lens power calculation: A manual for Ophthalmologists & Biometrist*. Thorofare: Slack; 1990.
74. Yalvac IS, Nurozler A, Unlu N, Cetinkaya E, Kasim R, Duman S. Calculation of intraocular lens power with SRK II formula for axial high myopia. *Eur J Ophthalmol*. 1996;6(4):375-8.
75. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrove KH, Lewis JW, Ruiz RS. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg*. 1988;14(1):17-24.
76. Fyodorov SN, Kolombo AI. Estimation of optical power of the intraocular lens. *Vestnik Ofalmologic*. 1967;4:27-41.
77. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg*. 1993;19(6):700-12.
78. Prager TC, Hardten DR, Fogal BJ. Enhancing intraocular lens outcome precision: an evaluation of axial length determination, keratometry, and IOL formulas. *Ophthalmol Clin North Am*. 2006;19(4): 435-48.

-
79. Garg A, Lin JT, Latkany R, Bover J, Haigis W. *Mastering the techniques of IOL power calculations*. New Delhi, India: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2009.
80. Olsen T, Olesen H, Thim K, Corydon L. Prediction of postoperative intraocular lens chamber depth. *J Cataract Refract Surg*. 1990;16(5):587-90.
81. Holladay JT. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry, and intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg*. 1997;23(9):1356-70.
82. Fenzi RE, Gills JP, Cherchio M. Refractive and visual outcome of hyperopic cataract cases operated on before and after implementation of the Holladay II formula. *Ophthalmology*. 1998; 105(9):1759-64.
83. Haigis W. *IOL calculation according to Haigis*. 1997. Disponível em: <http://www.augenklinik.uniwuertzburg.de/uslab/ioltx/haie.htm>. Acesso em 10 maio 2017.
84. Hill W. IOL Power calculation formulas. Disponível em: www.doctor-hill.com/iol-main.formulas.htm; 2011.
85. Mundt GH, Hughes WF. Ultrasonics in ocular diagnosis. *Am J Ophthalmol*. 1956;41(3):488-98.
86. Haigis W. Challenges and approaches in modern biometry and IOL calculation. *Saudi J Ophthalmol*. 2012;26(1):7-12.
87. Muralha L. Biometria ultra-sônica. In: Centurion V (ed). *Excelência em biometria*. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 2006. p. 45-47.

-
88. Lacava AC, Caballero JC, Centurion V. Biometria óptica por interferência de coerência parcial. In: Centurion V (ed). *Excelência em biometria*. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 2006. p. 49-52.
89. Kunert KS, Peter M, Blum M, Haigis W, Sekundo W, Schültze J, Bühren T. Repeatability and agreement in optical biometry of a new swept-source optical coherence tomography-based biometer versus partial coherence interferometry and optical low-coherence reflectometry. *J Cataract Refract Surg*. 2016;42(1):76-83.
90. Teles AM, Teles AMMP, Guimarães ACM. Cálculo da lente intraocular em situações especiais. In: Faria MAR, Nosé W (eds). *Catarata*. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 2015. p. 72-90.
91. Holzer MP, Mamusa M, Auffarth GU. Accuracy of a new partial coherence interferometry analyzer for biometric measurements. *Br J Ophthalmol*. 2009;93(6):807-10.
92. Buckhurst PJ, Wolffson JS, Sha 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(7):949-53.
93. Hoffer KJ, Shamas HJ, Savini G. Comparison of 2 lasers instruments for measuring axial length. *J Cataract Refract Surg*. 2010; 36(4):644-8.
94. Sousa MB, Medeiros FW, Alves MR. Conceitos em tomografia do segmento anterior. In: Ambrósio Jr R, Chalita MR, Vieira Netto M, Schor P, Chamon W, Fontes BM (eds). *Wavefront & topografia, tomografia, e biomecânica da córnea*. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 2013. p.109-15.

-
95. Borasio E, Stevens J, Smith GT. Estimation of true corneal power after keratorefractive surgery in eyes requiring cataract surgery: BESSt formula. *J Cataract Refract Surg*. 2006;32(12):2004-14.
96. Reuland MS, Reuland AJ, Nishi Y, Auffarth GU. Corneal radii and anterior chamber depth measurements using the IOLMaster versus the Pentacam. *J Refract Surg*. 2007;23(4):368-73.
97. Tang Q, Hoffer KJ, Olson MD, Miller KM. Accuracy of Scheimpflug Holladay equivalent keratometry readings after corneal refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2009;35(7):1198-203.
98. Kim SW, Kim EK, Cho B-J, Kim SW, Song KY, Kim T-I. Use of the Pentacam true net corneal power for intraocular lens calculation in eyes after refractive corneal surgery. *J Refract Surg*. 2009;25(3):285-9.
99. Savini G, Barboni P, Profazio V, Zanini M, Hoffer KJ. Corneal power measurements with the Pentacam Scheimpflug camera after myopic excimer laser surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2008;34(5):809-13.
100. Hida WT, Motta AF, Kara-José Júnior N, Costa H, Tokunaga C, Cordeiro LN, Gemperli D, Nakano CT. Estudo comparativo do desempenho visual e análise de frente de onda entre as lentes intra-oculares multifocais difrativas Tecnis® ZM900 e AcrySof® ReSTOR® SN60D3. *Arq Bras Oftalmol*. 2008;71(6):788-92.
101. Knorz MC. Multifocal intraocular lenses: overview of their capabilities, limitations, and clinical benefits [editorial]. *J Refract Surg*. 2008;24(3):215-7.

-
102. de Santhiago MR, Netto MV, Gomes BAF, Schaefer A, Kara Junior N. A contralateral eye study comparing apodized diffractive and full diffractive lenses: wavefront analysis and distance and near uncorrected visual acuity. *Clinics*. 2009;64(10):953-60.
103. Kohnen T, Allen D, Boureau C, Dublineau P, Hartmann C, Mehdorn E, Rozot P, Tassinari G. European multicenter study of the AcrySof ReSTOR apodized diffractive intraocular lens. *Ophthalmology*. 2006;113(4):578-84.
104. Acrysof IQ Restor Multifocal IOL. Disponível em: <http://www.alconsurgical.jp/pdfs/RES928.pdf>. Acesso em: 09 out. 2017.
105. Hashemi H, Asgari S, Miraftab M, Emanian MH, Shariati M, Fotouhi A. Agreement study of keratometric values measure by Biograph/Lenstar, auto-kerato-refractometer and Pentacam: Decision for IOL calculation. *Clin Exp Optom*. 2014;97(5):450-5.
106. Shamas HJ, Hoffer KJ, Shamas MC. Scheimpflug photography keratometry readings for routine intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg*. 2009;35(2):330-4.
107. Lam S, Gupta BK, Hahn JM, Manastersky NA. Refractive outcomes after cataract surgery: Scheimpflug keratometry versus standard automated keratometry in virgin corneas. *J Cataract Refract Surg*. 2011;37(11):1984-7.
108. Zhao J, Chen Z, Zhou Z, Ding L, Zhou X. Evaluation of the repeatability of the Lenstar and comparison with two other non-contact biometric devices in myopes. *Clin Exp Optom*. 2013;96(1):92-9.

-
109. Visser N, Berendschot TTJM, Verbakel F, de Brabander J, Nuijts RMMA. Comparability and repeatability of corneal astigmatism measurements using different measurement technologies. *J Cataract Refract Surg*. 2012;38(10):1764-70.
110. Mueller A, Bettina C, Thomas G, Auffarth F, Mike P. Comparison of a new image-guided system versus partial coherence interferometry, Scheimpflug imaging, and optical low-coherence reflectometry devices: Keratometry and repeatability. *J Cataract Refract Surg*. 2016;42(5):672-8.
111. Eleftheriadis H. IOLMaster biometry: refractive results of 100 consecutive cases. *Br J Ophthalmol*. 2003;87(8):960-3.
112. Miraftab M, Hashemi H, Fotouhi A, Khabazkhoob M, Rezvan F, Asgari S. Effect of anterior chamber depth on the choice of intraocular lens calculation formula in patients with normal axial length. *Middle East Afr J Ophthalmol*. 2014;21(4):307-11.
113. Utine CA, Altin F, Cakir H, Perente I. Comparison of anterior chamber depth measurements taken with the Pentacam, Orbscan IIz and IOLMaster in myopic and emmetropic eyes.). *Acta Ophthalmol*. 2009;87(4):386-91.
114. Németh G, Hassan Z, Módis L Jr, Szalai E, Katona K, Berta A. Comparison of anterior chamber depth measurements conducted with Pentacam HR® and IOLMaster®. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging*. 2011;42(2):144-7.
115. Tabacniks MH. Propagação de erros e incertezas. Disponível em:
http://fap.if.usp.br/tabacnik/tutoriais/tabacniks_concbasteorerr_rev2007.pdf. Acesso em: 10 out. 2017.