

Comparação de metodologias actuais para cálculo da potência da lente intra-ocular

Bernardo Feijóo, MD, FEBO; Tiago Ferreira, MD; Leyre Zabala, MD; Paulo Guerra, MD; Cláudia Gonçalves, MD; Joana Couceiro, MD; Filipe Simões, MD, FEBO; Sílvia T. Bom, MD; Ana S. Silva, MD, FEBO; Filomena Ribeiro, MD, PhD, FEBO
Departamento Implanto-Refrativa, Serviço de Oftalmologia, Hospital da Luz, Lisboa, Portugal

RESUMO

Objetivos: Comparar o erro refrativo subjetivo determinado por quatro métodos de cálculo de lentes intra-oculares (LIO) – fórmulas SRK-T, Barrett, PhacoOptics e *Radial Basis Functions* (RBF) – com o equivalente esférico subjetivo residual. Comparar a potência da LIO obtida numa pseudo-população Montecarlo com combinações infrequentes de parâmetros biométricos.

Material e Métodos: Numa amostra populacional Portuguesa de 188 olhos pseudofáquicos com três tipos de lentes monofocais, avaliámos retrospectivamente os quatro métodos de cálculo. A avaliação pré-operatória foi realizada sempre com o Lenstar.

Resultados: A RBF apresentou um erro absoluto inferior em 61,2% dos casos para olhos com comprimentos axiais (AL) entre 22 e 24mm, sendo também a que mais se aproximou do zero na amostra populacional total, neste último caso com significância estatística. O erro mediano absoluto foi superior em todos os métodos para olhos com $AL \leq 22,0$ mm. Em 97,9% dos casos a PhacoOptics teve um erro inferior a 1,00D, seguido da Barrett com 97,3%, RBF com 96,3% e por último a SRK-T com 93,6%. Perante combinações infrequentes, a discrepância entre a escolha das lentes é superior, com 50% dos casos com $>1,0$ D de diferença. Em 39,4% dos casos a SRK-T e a RBF apresentaram os mesmos valores de cálculo de LIO.

Conclusões: No geral, a metodologia RBF apresentou melhores resultados. A metodologia PhacoOptics apresentou, nesta população, um menor erro máximo. A SRK-T e a RBF apresentaram boa concordância no cálculo da LIO. Assim, apenas múltiplas estratégias personalizadas poderão permitir atingir os melhores resultados refrativos.

Palavras-chave: biometria; lente intra-ocular (LIO); catarata; fórmula de cálculo

ABSTRACT

Purpose: To compare the subjective refractive error determined by four methods of intraocular lens (IOL) power calculation – formulas SRK-T, Barrett, PhacoOptics and Radial Basis Functions (RBF) – with the subjective residual spherical equivalent. To compare the IOL power calculated using a MonteCarlo pseudo-population with infrequent combinations of biometrical parameters.

Material and Methods: We have retrospectively evaluated the four calculation methods, in a Portuguese population sample of 188 pseudophakic eyes with three types of monofocal lenses. Pre-operative assessment was always performed with Lenstar.

Results: RBF showed a lower absolute error in 61.2% of cases for eyes with axial lengths (AL) between 22 and 24mm, being also the closest to zero in the whole population sample, with statistical significance in the latter case. The median absolute error was higher for all methods for eyes with $AL \leq 22.0$ mm. In 97.9% of cases PhacoOptics showed an error of less than 1.00D, followed by Barrett with 97.3%, RBF with 96.3% and lastly SRK-T with 93.6%. When infrequent combinations were used, the discrepancy between lenses was higher, with 50% of cases showing a difference >1.0 D. In 39.4% of cases SRK-T and RBF showed the same values of IOL power.

Conclusion: Generally, RBF showed the best results. The PhacoOptics method showed, in this population, a lower maximum error. SRK-T and RBF showed good concordance in IOL power calculation. Therefore, only multiple personalized strategies will allow the attainment of the best refractive results.

Key-words: biometry; intraocular lens (IOL); cataract; calculation formula

INTRODUÇÃO

A introdução no mercado de novas lentes intra-oculares (LIO), nomeadamente tóricas, multifocais, esféricas, fáticas e acomodativas, acompanhadas da cada vez maior exigência refrativa, conduziram necessariamente à evolução das fórmulas de cálculo do poder da LIO, por forma a conseguir uma maior eficácia¹⁻³. Dentro das várias fórmulas de terceira-geração, que combinam métodos regressivos com modelos teóricos do olho, a SRK-T é considerada a fórmula *standard*, e, embora proporcione excelentes resultados refrativos em doentes cujos olhos possuem anatomias do segmento anterior normais e comprimentos axiais dentro das médias populacionais, não é tão previsível em olhos com anatomias fora do comum⁴.

Embora nenhuma fórmula seja adequada a todos os olhos, a fórmula de Barrett Universal II tem-se mostrado mais precisa no cálculo da LIO⁵ não só para diferentes tipos de lentes mas também para olhos com qualquer dimensão de comprimento axial⁶. Para além das fórmulas, também se tem assistido ao desenvolvimento de novas metodologias de cálculo, como a PhacoOptics (IOL Innovations Aps, Aarhus, Dinamarca), que utiliza traçado de raios⁷, e a *Radial Basis Functions* (RBF), que utiliza inteligência artificial no reconhecimento de padrões⁸. Estas novas fórmulas e metodologias, de acesso livre, poderão ser integradas na prática clínica habitual, mas é necessário validá-las em diferentes populações.

Os objetivos deste estudo foram a) comparar o erro refrativo subjetivo determinado por quatro métodos de cálculo de lentes intra-oculares (LIO) – fórmulas SRK-T e

Barrett Universal II, e metodologias PhacoOptics e RBF – com o equivalente esférico subjetivo residual, numa amostra populacional Portuguesa de 188 olhos pseudofáquicos com três tipos de lentes monofocais e b) comparar a potência da LIO obtida numa pseudo-população Montecarlo com combinações infrequentes de parâmetros biométricos.

MATERIAL E MÉTODOS

AMOSTRA POPULACIONAL

Estudámos uma amostra populacional Portuguesa de 188 olhos pseudofáquicos com três tipos de lentes monofocais: Acrysof SA60AT (Alcon Labs, Forth Worth, EUA), Acrysof SN60WF (Alcon Labs, Forth Worth, EUA), ou Tecnis ZCB00 (Abbot Medical Optics, Santa Ana, EUA). Avaliámos, retrospectivamente, quatro métodos de cálculo: as fórmulas SRK-T e Barrett Universal II, e duas novas metodologias de cálculo, a PhacoOptics e a RBF. A avaliação pré-operatória foi realizada sempre através de biometria ótica com Lenstar LS900 (Haag-Streit AG, Koeniz, Switzerland). Os dados recolhidos incluíram idade, sexo, lateralidade, comprimento axial, profundidade da câmara anterior e queratometria média.

Foi feita refração subjetiva pós-operatória, pelo menos 30 dias depois da cirurgia, e incluídos apenas os olhos com uma melhor acuidade visual corrigida (MAVC) de 0,66D ou superior. Foram excluídos olhos submetidos a cirurgia oftalmológica prévia, aqueles com complicações intra-operatórias e casos com dados refrativos ou biométricos incompletos. Todos os doentes foram submetidos a facoemulsificação microcoaxial por um cirurgião experiente, com implante de lente monofocal no saco capsular via incisão *clear cornea* de 2.2 mm.

Foi utilizado o *software* do Lenstar LS900 para calcular o erro refrativo subjetivo com a fórmula SRK-T. Para esta fórmula foi utilizada a constante recomendada para este aparelho. Para a fórmula Barrett Universal II foi utilizado o *software* online de acesso livre (http://www.apacrs.org/Barrett_universal2/); foram aplicadas as constantes recomendadas neste *software*. Para a RBF foi utilizado o calculador *online* de acesso livre (<http://www.rbfcalculator.com>) e as constantes recomendadas em <http://rbfcalculator.com/lens-constants.html>. Para cálculo do erro refrativo subjetivo com o PhacoOptics foi utilizado o *software* do fabricante com as

constantes recomendadas. A refração pós-operatória subjetiva determinada foi convertida em equivalente esférico. Foi calculado o erro de previsão refrativa como a diferença entre o equivalente esférico obtido e o erro refrativo previsto. Para cada uma das metodologias estudadas foi assim calculado o erro mediano aritmético e erro mediano absoluto. Foi calculada a percentagem de olhos que ficaram a ± 0.50 D e ± 1.00 D da refração alvo para cada metodologia.

Utilizámos também uma pseudo-população Montecarlo com combinações infrequentes de parâmetros biométricos e comparámos a determinação da potência de LIO obtida. A análise de MonteCarlo utiliza o valor nominal de cada parâmetro biométrico e os erros padrão associados à técnica de medição. Foram realizados 500 ciclos de MonteCarlo por forma a que, em cada ciclo, todos os parâmetros variavam aleatória e simultaneamente, utilizando uma distribuição Gaussiana.

O protocolo deste estudo foi aprovado pela Comissão de Ética do Hospital da Luz e todos os participantes assinaram um consentimento livre e informado.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Após testar a normalidade da distribuição de todas as variáveis a analisar utilizando o teste Kolmogorov-Smirnov, utilizaram-se testes estatísticos não paramétricos. Os testes de Friedman ou Wilcoxon foram utilizados para análise de variáveis contínuas, e o teste de χ ou Qui² para análise de variáveis nominais. A correção de Bonferroni foi aplicada sempre que apropriado. Os testes foram considerados significativos para um nível de significância $\alpha=0.05$ (bilateral).

RESULTADOS

DADOS DEMOGRÁFICOS E BIOMÉTRICOS

Os dados demográficos e biométricos, nomeadamente idade, sexo, lateralidade, comprimento axial, profundidade da câmara anterior e queratometria média, são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 – Dados demográficos e biométricos

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

Todos os valores apresentados como mediana (Amplitude Interquartil), exceto quando indicado %.

ERRO MEDIANO ENTRE FÓRMULAS E EQUIVALENTE ESFÉRICO SUBJETIVO

A Figura 1 mostra o erro mediano absoluto entre o erro refrativo previsto e o equivalente esférico subjetivo para cada metodologia. A RBF teve um erro mediano absoluto menor (0,255 D), seguida da Barrett (0,270 D), SRK-T (0,285D) e PhacoOptics (0,290 D), todas com dispersões muito semelhantes, sendo que a SRK-T foi a que apresentou a maior dispersão de valores (com um erro máximo de 1,66 D). Na Figura 2 está representado o erro mediano aritmético entre o erro refrativo previsto por cada metodologia e o equivalente esférico subjetivo, também para a totalidade da amostra. A RBF foi a que mais se aproximou de zero (0,02 D), seguida da PhacoOptics (0,03 D), Barrett (-0,07 D) e SRK-T (-0,09 D), com significância estatística entre RBF e PhacoOptics em comparação com Barrettt e SRK-T ($p < 0,001$).

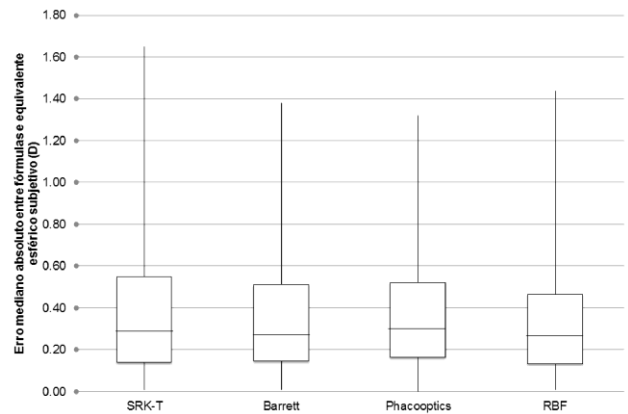


Figura 1

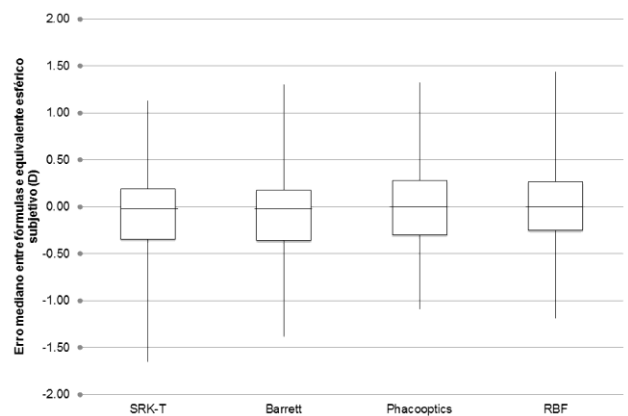


Figura 2

ERRO MEDIANO ABSOLUTO CONSOANTE O COMPRIMENTO AXIAL

Foi feita análise dos erros medianos consoante o comprimento axial. Para o comprimento axial foram considerados olhos pequenos (comprimento axial ≤ 22 mm), médios (22-24,5 mm), e médios longos/longos ($\geq 24,5$ mm). Na Figura 3 está representado o erro mediano absoluto consoante o comprimento axial. A RBF foi a metodologia que apresentou um erro mediano absoluto inferior para olhos pequenos (0,29 D) e médios longos/longos (0,20 D), sendo a fórmula de Barrett que apresentou um erro mediano absoluto inferior (0,27) para olhos com parâmetros biométricos médios na população (comprimentos axiais entre 22 e 24,5 mm). Estas diferenças não foram, no entanto, estatisticamente significativas. O erro mediano absoluto foi superior em todos os métodos para olhos de comprimento axial $\leq 22,0$ mm.

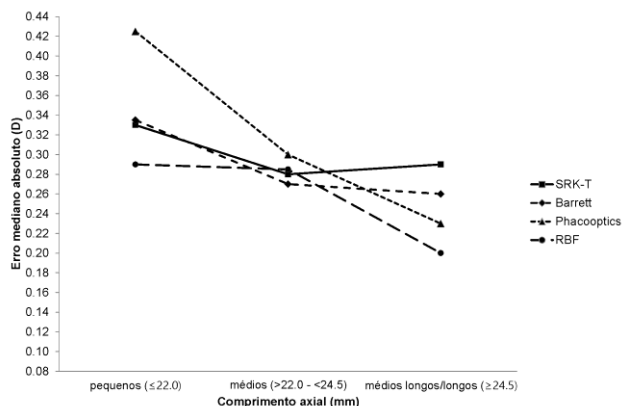


Figura 3

ERRO MEDIANO CONSOANTE TIPO DE LIO IMPLANTADA

Foi feita análise do erro mediano absoluto e aritmético entre as várias metodologias para cada grupo de LIO implantada – Tabela 2. No grupo da lente SA60AT o erro mediano absoluto foi menor com a SRK-T (0,26 D) e o erro mediano aritmético foi mais próximo do zero com a PhacoOptics (0,00 D), seguido da RBF (0,01 D). As comparações entre as metodologias não foram significativas para o erro absoluto, mas para o erro aritmético a RBF mostrou estar mais próxima do zero do que a SRK-T ($p<0,001$) e a PhacoOptics e RBF mais próximas do zero do que a Barrett ($p<0,001$). As outras comparações não foram significativas.

No grupo da lente SN60WF o erro mediano absoluto foi menor com a RBF (0,23 D) e o erro mediano aritmético foi mais próximo do zero com a Barrett (-0,03 D) seguido da RBF (-0,04 D). As comparações entre as metodologias não foram significativas para o erro absoluto, mas para o erro aritmético a RBF mostrou estar mais próxima do zero do que a SRK-T ($p=0,010$). As outras comparações não foram significativas.

No grupo da lente ZCB00 o erro mediano absoluto foi menor com a RBF (0,20 D) e SRK-T (0,20 D) e o erro mediano aritmético foi mais próximo do zero com a RBF (0,05 D). As comparações entre as metodologias não foram significativas para o erro absoluto, mas para o erro aritmético a RBF mostrou estar mais próxima do zero do que a SRK-T ($p=0,007$) e a Barrett ($p<0,001$). As outras comparações não foram significativas.

Tabela 2 – Erros medianos consoante o tipo de LIO implantada

| Fórmula | lente SA60AT (n=133) | lente SN60WF (n=25) | lente ZCB00 (n=30) |
|-----------------------------|----------------------|---------------------|--------------------|
| Erro mediano absoluto (D) | | | |
| SRK-T | 0,26 (0,42) | 0,39 (0,63) | 0,20 (0,32) |
| Barrett | 0,27 (0,37) | 0,35 (0,51) | 0,22 (0,24) |
| PhacoOptics | 0,28 (0,37) | 0,41 (0,46) | 0,37 (0,33) |
| RBF | 0,27 (0,31) | 0,23 (0,54) | 0,20 (0,39) |
| Erro mediano aritmético (D) | | | |
| SRK-T | -0,09 (0,53)* | -0,28 (1,00)† | -0,1 (0,49)‡ |
| Barrett | -0,07 (0,57)** | -0,03 (0,82) | -0,15 (0,39)* |
| PhacoOptics | 0,00 (0,54)** | 0,15 (0,87) | 0,14 (0,67) |
| RBF | 0,01 (0,54)*** | -0,04 (0,63)† | 0,05 (0,39)*‡ |

LIO=Lente Intra-Ocular; todos os valores apresentados como mediana (Amplitude Interquartil). ***/**/*p<0,001; †p=0,010; ‡p=0,007.

PERCENTAGEM DO ERRO ABSOLUTO CONSOANTE A MAGNITUDE DO ERRO REFRAATIVO

A Figura 4 mostra a percentagem de casos para cada metodologia em que o erro absoluto foi inferior a 0,25D, inferior a 0,50D, inferior a 1,00D e superior a 1,00D. Em 97,9% dos casos a PhacoOptics teve um erro inferior a 1,00D, seguido da Barrett com 97,3%, RBF com 96,3% e por último a SRK-T com 93,6%. Para estas diferenças as comparações entre as metodologias não foram estatisticamente significativas.

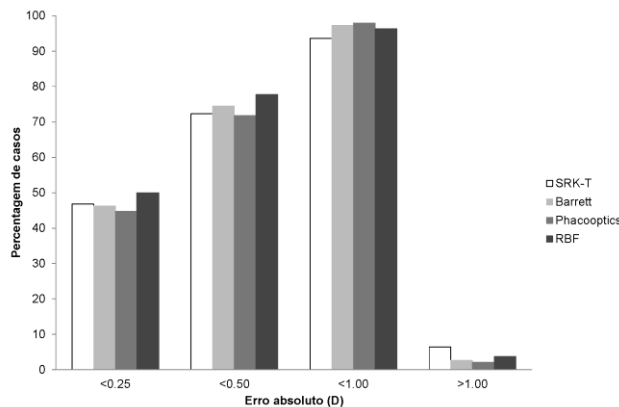


Figura 4

ANÁLISE DE MONTECARLO E CONCORDÂNCIA ENTRE FÓRMULAS E METODOLOGIAS

Para analisar o impacto na prática clínica das diferenças entre as várias metodologias na escolha da potência da lente intra-ocular foi calculada, para a totalidade da amostra, a diferença máxima entre as potências determinadas pelas quatro metodologias para obter resultados mais próximos da emetropia. Na Figura 5 está representada a percentagem

de casos consoante a magnitude da diferença máxima entre a LIO calculada e a emetropia. Constatámos que as diferenças entre as estimativas da LIO para a emetropia são pequenas, com 76,1% dos casos com diferenças iguais ou inferiores a 0,5 D.

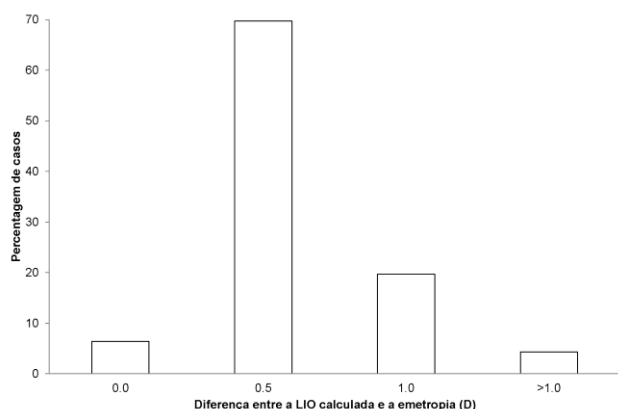


Figura 5

A análise de Montecarlo mostrou que, perante combinações infrequentes, a discrepância entre a escolha das lentes tem tendência para ser maior, com 50% dos casos com mais de 1,0D de diferença, sendo que em 36,7% dos casos a metodologia RBF foi incapaz de calcular a potência da LIO – Figura 6. Em 39,4% dos casos a SRK-T e a RBF apresentaram exatamente os mesmos valores de cálculo de LIO.

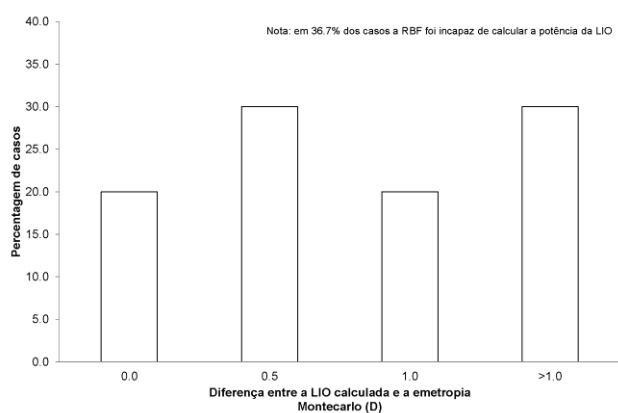


Figura 6

A Figura 7 mostra uma sub-análise por subgrupos de comprimento axial dos casos em que a discrepância entre as LIOs calculadas para a emetropia era superior a 1,00D. Constatou-se que a maior diferença ocorreu nos olhos pequenos (12,5%).

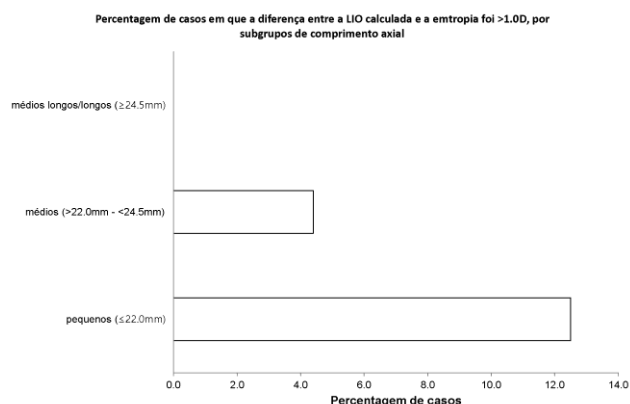


Figura 7

DISCUSSÃO

A obtenção de resultados refrativos pós-operatórios previsíveis é um aspeto crucial para o sucesso da cirurgia de catarata, sobretudo numa era de maior exigência visual dos doentes, e para o melhor desempenho das novas tecnologias de LIOs. A avaliação e validação de novas metodologias de cálculo da potência das LIOs torna-se assim essencial.

As 4 metodologias avaliadas no nosso estudo tiveram um bom desempenho global e revelaram baixos erros medianos absolutos, que variaram entre 0,255 D e 0,290 D, sem diferenças estatisticamente significativas entre as metodologias. A RBF, na análise do erro mediano aritmético, foi a que mais se aproximou do zero com uma diferença estatisticamente significativa. Foi também a metodologia que permitiu conseguir uma maior percentagem de casos com erros absolutos inferiores a 0,50 D e inferiores a 0,25 D. A RBF foi desenvolvida recentemente por uma equipa de cirurgiões e engenheiros coordenada por Warren Hill. Este método foi otimizado para uso com o biómetro Lenstar LS900 e com a LIO Acrysof SN60WF. A RBF utiliza inteligência artificial no reconhecimento de padrões e tem um desempenho tanto melhor quanto mais dados são introduzidos. Com este método os olhos são considerados como um padrão independente do seu comprimento axial. Também utiliza um modelo de fronteira de validação, indicando ao utilizador quando é que está a trabalhar numa área definida de precisão. Inversamente, se o calculador desconhecer o tipo de medições que são introduzidas, transmite uma mensagem de fora de limites⁸. E, de facto, na nossa análise de Montecarlo, perante combinações

pouco frequentes de parâmetros biométricos, a RBF foi incapaz de calcular a potência da LIO em 36,7% dos casos.

A metodologia PhacoOptics é baseada no traçado de raios⁷. O traçado de raios utiliza uma geometria medida, e não deduzida, e não inclui índices queratométricos mas apenas índices refrativos da córnea, o que evita a sobrestimação do poder da córnea ao usar o índice queratométrico habitual de 1,3375, bem como a variabilidade causada pelo uso de diferentes índices queratométricos empregues nos vários aparelhos de medição⁹. No nosso trabalho, a PhacoOptics foi a metodologia que resultou num menor erro máximo, numa maior percentagem de casos com erro absoluto inferior a 1,00 D e numa menor percentagem de casos com erro absoluto superior a 1,00 D. A PhacoOptics está disponível através de aquisição de uma licença e a metodologia de cálculo da potência da LIO não foi publicada. É mais complexa de utilizar porque requer a introdução de 6 constantes de LIO pelo utilizador.

A fórmula de Barrett Universal II é baseada num modelo teórico em que a profundidade da câmara anterior (ACD) é relacionada com o comprimento axial e queratometria⁵. No nosso estudo a fórmula de Barrett demonstrou a menor variabilidade do erro para olhos com parâmetros biométricos médios na população (comprimentos axiais entre 22 e 24,5mm) o que está de acordo com os bons resultados reportados para esta fórmula¹⁰. A fórmula de Barrett apenas requer uma única constante e pode ser acedida online gratuitamente.

Nos olhos pequenos (com comprimento axial inferior a 22 mm) todas as metodologias tiveram resultados piores, tal como previamente reportado^{11;12}, com erro mediano absoluto superior ao verificado para os comprimentos axiais médios (entre 22 e 24 mm) e médios longos/longos (≥ 24.5 mm). Nos olhos maiores foi a RBF que mostrou o menor erro mediano absoluto, seguida da PhacoOptics. Contudo, é importante notar que a amostra de olhos com dimensões menores e maiores foi reduzida, o que torna difícil tirar conclusões robustas sobre as diferentes metodologias nestes casos extremos.

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

maiores. Na análise que efetuámos na população Montecarlo a SRK-T e a RBF apresentaram exatamente os mesmos valores de cálculo de LIO em 39,4% dos casos. Efetivamente a linearidade e os fatores regressivos assumidos pela SRK-T são uma limitação ao cálculo em combinações de parâmetros biométricos mais infrequentes, onde teoricamente a RBF terá vantagem. No entanto, esta metodologia ainda tem limitações nestas situações porque a base de dados que usa é para já limitada. No futuro, à medida que as bases de dados expandirem e incluírem novos parâmetros fornecidos pelos instrumentos de medição de que atualmente dispomos, como a espessura do cristalino, é de esperar que os resultados melhorem.

Interessante também foi verificar que, na análise por tipo de LIO implantada, a RBF e a Barrett foram as que apresentaram melhores resultados para a lente SN60WF com diferenças estatisticamente significativas. Estes resultados são coerentes com o facto de ambas as metodologias terem sido desenvolvidas e otimizadas para este modelo de LIO. Ou seja, o modelo de lente a implantar é também um aspeto a ter em conta na seleção da metodologia de cálculo da potência da LIO.

Reconhecemos que as principais limitações deste estudo são ser retrospectivo, o que pode introduzir viés e potenciais fatores de confundimento, e o facto de as cirurgias terem sido realizadas por múltiplos cirurgiões, podendo assim aumentar a variabilidade dos resultados. Outra limitação deste estudo é o facto de as constantes para as diferentes fórmulas não terem sido otimizadas.

Podemos concluir que, no geral, a metodologia RBF apresenta melhores resultados. No entanto, como depende do reconhecimento de padrões, em alguns casos não permite o cálculo da LIO, mas pode melhorar com o aumento de informação da base de dados populacional que utiliza. A metodologia PhacoOptics apresentou, nesta população, um menor erro máximo. A SRK-T e a RBF apresentaram boa concordância no cálculo da LIO. Assim, e confirmando a ausência de uma única fórmula ou metodologia aplicável a todos os casos, apenas múltiplas estratégias, incorporando as mais recentes fórmulas e tecnologias, de forma personalizada, poderão permitir atingir os melhores resultados refrativos.

BIBLIOGRAFIA

1. Chiam PJ, Chan JH, Aggarwal RK, Kasaby S. ReSTOR intraocular lens implantation in cataract surgery: quality of vision. *J Cataract Refract Surg.* 2006; 32:1459-1463
2. Kohnen T, Kook D, Auffarth GU, Derhartunian V. [Use of multifocal intraocular lenses and criteria for patient selection]. *Ophthalmologe.* 2008; 105:527-532
3. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg.* 2008; 34:368-376
4. 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; 14:17-24
5. Kane JX, Atik A, Van Heerden AA. Accuracy of IOL Power Calculations with Optimized Lens Constants Using Partial Coherence Interferometry: Comparison of 7 Formulas in over 4000 Patients Presented at ASCRS, New Orleans, May 6-10, 2016. 2016;
6. Barrett GD. An improved universal theoretical formula for intraocular lens power prediction. *J Cataract Refract Surg.* 1993; 19:713-720
7. PhacoOptics. <http://www.phacoopticsnet/program-overview/detailed-features>. 2016;
8. Hill WE. How new methodology improves accuracy for IOL power selection. Radial basis function approach draws on concept of pattern recognition and data interpolation. <http://ophthalmologytimesmodernmedicinecom/ophthalmologytimes/content/tags/cataract-surgery/how-new-methodology-improves-accuracy-iol-power-sel>. 2014;
9. Ribeiro FJ, Castanheira-Dinis A, Dias JM. Personalized pseudophakic model for refractive assessment. *PLoS One.* 2012; 7:e46780
10. Cooke DL, Cooke TL. Comparison of 9 intraocular lens power calculation formulas. *J Cataract Refract Surg.* 2016; 42:1157-1164
11. Jung KI, Yang JW, Lee YC, Kim SY. Cataract surgery in eyes with nanophthalmos and relative anterior microphthalmos. *Am J Ophthalmol.* 2012; 153:1161-1168 e1161
12. Steijns D, Bijlsma WR, Van der Lelij A. Cataract surgery in patients with nanophthalmos. *Ophthalmology.* 2013; 120:266-270

CONTACTO

Bernardo Feijóo
Hospital da Luz - Serviço de Oftalmologia
Departamento de Implanto-Refrativa
Av. Lusíada, 100
1500-650 Lisboa, Portugal
Email: bfeijoo@hospitaldaluz.pt

Declaração de Interesses Financeiros: Nenhum dos autores possui interesses financeiros nos produtos ou equipamentos utilizados neste trabalho