

Cálculo do poder dióptrico de implantes intraoculares: Aplicação da fórmula de Sanders, Retzlaff e Kraff*

Almir Ghiaroni de Albuquerque e Silva

I. INTRODUÇÃO

Quando se implanta uma lente intra-ocular, é importante que esta proporcione ao paciente uma refração que satisfaça suas necessidades visuais. Um resultado óptico insatisfatório pode colocar em detrimento um procedimento cirúrgico perfeito.

Basear a escolha do valor dióptrico do implante na refração do paciente antes do desenvolvimento da catarata ou utilizar uma lente "padrão" pode dar margem a erros grosseiros e altamente desfavoráveis para o paciente, no que diz respeito à sua refração pós-operatória.

Há necessidade de se recorrer a fórmulas que levam em consideração os principais componentes da refração do globo ocular: comprimento axial, valor dióptrico da córnea e profundidade da câmara anterior.

Neste trabalho, apresentamos uma análise de dados colhidos de 100 facetomias extra-capsulares programadas com implante intraocular de câmara posterior. Em todos os casos a escolha do valor dióptrico foi baseada na fórmula de Sanders, Retzlaff e Kraff (SRK), que utiliza o comprimento axial do globo ocular e o valor dióptrico da córnea.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram analisados dados de 100 facetomias extracapsulares programadas com implante intra-ocular de câmara posterior. Os 100 olhos em questão atingiram agudeza visual igual ou superior a 0,50. A idade dos pacientes variou de 28 a 85 anos (média = 67,30 anos).

Todas as cirurgias foram realizadas por um grupo bastante homogêneo de cirurgiões que utilizaram em todas elas a mesma técnica cirúrgica, que constou basicamente de retalho conjuntival de base no fórnix, incisão limbica, extração extracapsular do cristalino, colocação de implante intra-ocular de câmara posterior, sutura com mononylon 10.0 com pontos em "X" simples ou duplos e abertura de cápsula posterior.

O comprimento axial do globo ocular foi medido pré-operatoriamente utilizando-se um aparelho A-Scan Ferlux modelo EO₂. O mesmo aparelho foi utilizado em todos os casos.

O valor dióptrico da córnea foi registrado em um ceratômetro Bausch-Lomb nos 2 meridianos principais tendo a média deles sido utilizada. O mesmo ceratômetro foi utilizado em todos os casos. Não houve um número "padrão" de medidas. Estas variaram de paciente para paciente, tendo o autor utilizado aquelas que lhe pareceram mais confiáveis.

A refração pós-operatória dos pacientes foi obtida mediante retinoscopia e informação subjetiva em um período que variou de 3 a 21 meses (média = 5,40 meses) após a cirurgia.

O valor dióptrico dos implantes para a obtenção de emetropia foi calculado mediante a aplicação da fórmula de Sanders, Retzlaff e Kraff (SRK):

$$P = A - 2,5 L - 0,9 K$$

Sendo:

P = valor dióptrico do implante intra-ocular para a obtenção de emetropia
A = constante determinada separadamente para cada tipo de implante. No trabalho em questão, foram utilizados os valores preconizados por Sanders, Retzlaff e Kraff, de acordo com o tipo do implante e o seu fabricante:

Shearing (IOLAB)	— 115,9
Sinskey (IOLAB)	— 116,2
Kratz (INTERMEDICS)	— 116,7

As lentes intra-oculares implantadas, todas de câmara posterior, obedeceram à seguinte distribuição:

53 do tipo Sinskey	— 53%
45 do tipo Kratz	— 45%
2 do tipo Shearing	— 2%

A refração pós-operatória esperada foi calculada segundo a fórmula preconizada por Sanders, Retzlaff e Kraff:

$$R = \frac{(P - I)}{1,5}$$

Sendo:

R = refração pós-operatória esperada
P = valor dióptrico do implante intra-ocular para a obtenção de emetropia, segundo a fórmula SRK
I = valor dióptrico do implante intra-ocular utilizado.

* Trabalho premiado "Prêmio Varilux-Senior". 1983

O erro refratométrico foi calculado levando-se em consideração o equivalente esférico da refração pós-operatória verdadeira e a refração pós-operatória esperada, segundo a fórmula de Sanders, Retzlaff e Kraff.

III. RESULTADOS

O erro refratométrico médio encontrado foi de 0,87 dioptrias. O maior erro para o lado miópico foi de 3,30 dioptrias e para o lado hipermetrópe de 1,69 dioptrias. O Quadro I mostra a distribuição quanto ao valor dióptrico. No Quadro II vemos a distribuição quanto ao tipo.

Quadro I
Erro refratométrico
Distribuição quanto ao valor dióptrico

Valor Dióptrico	N.º de Casos	%
Até 1,00 D	66	66,0
De 1,25 a 2,00 D	27	27,0
De 2,25 a 3,00 D	6	6,0
De 3,25 a 4,00 D	1	1,0

Quadro II
Erro refratométrico
Distribuição quanto ao tipo

Tipo	N.º de Casos	%
Miópicos	66	66,0
Hipermetropes	34	34,0

Assim, vemos que, quanto ao valor dióptrico do erro refratométrico, a maioria dos pacientes se fixou na faixa de até 1,00 dioptria (66,0%) e que em 93,0% dos casos não superou 2,00 dioptrias. Quanto ao tipo do mesmo, houve predominância dos miópicos (66,0%).

IV. DISCUSSÃO

Quando RIDLEY¹, em 1949, realizou seu primeiro implante intra-ocular, deixou a paciente míope de 18 dioptrias, devido a erros no cálculo do valor dióptrico do mesmo.

Quando a implantação secundária passou a ser a regra, os cálculos baseavam-se nas refrações dos pacientes afácicos. Este método de escolher o valor dióptrico do implante intra-ocular a ser usado não apresentou bons resultados já que, em um número considerável de pacientes, ocorreu anisometropia residual levando à aniseicônia, o que foi atribuído ao fato de que nem o poder dióptrico da córnea nem a profundidade da câmara anterior eram levados em consideração para o cálculo de lente intra-ocular utilizada.

Passando-se à implantação primária, a responsabilidade do cirurgião oftalmológico aumentou muito em termos de escolher o valor dióptrico adequado de implante intra-ocular para cada paciente, passando a contar, então, com dois métodos para basear seus cálculos:

1.º — Refração do paciente antes do desenvolvimento da catarata (refração-base);

2.º — Principais componentes da refração do globo ocular: comprimento axial, poder dióptrico da córnea e profundidade da câmara anterior.

Cálculos baseados na refração-base do paciente.

Quando a refração-base é acurada, uma predição razoável do poder dióptrico do implante intra-ocular torna-se possível. Entretanto, uma história confiável da refração do paciente antes do aparecimento da catarata nem sempre é conseguida. Caso ocorra miopia de índice torna-se muito difícil avaliar o grau de miopia atribuído ao cristalino se não se conhece a refração-base do mesmo. Um par de óculos antigos pode fornecer informações falsas, uma vez que o paciente pode apresentar um grau alto de miopia, de hipermetropia ou de astigmatismo unilateral não corrigido na lente dos seus óculos devido a anisometropia ou ambliopia. Portanto, dados adicionais tornam-se necessários. Deve-se pesquisar sobre a visão do paciente quando jovem, se usava óculos para ver à distância, se necessitou de óculos para ler durante os anos em que a presbiopia é comum, etc... É interessante saber que o paciente não precisou de óculos para ver o quadro negro durante os anos escolares nem para dirigir automóvel e que seu primeiro par de óculos foi para a visão de perto por volta da idade de 45 anos e que, posteriormente, precisou de óculos para longe e não para perto.

Isto é característico de emetropia, que dá lugar à miopia de índice posteriormente na vida².

É importante ter-se em mente que a refração do globo ocular não depende apenas do cristalino, mas também do comprimento axial, do poder dióptrico da córnea e da profundidade da câmara anterior. Estes elementos mostram relativamente pouca correlação tanto na emetropia como na ametropia. SORSBY³, ao analisar 107 olhos emétopes, chegou aos valores da página seguinte.

Vemos, portanto, que um olho para ser emétope depende de componentes variáveis. Assim, a remoção de um cristalino cujo poder dióptrico esteja nos extremos da variação (15,5 — 23,9 D), pode afetar significativa e diferentemente a refração. Portanto, corre-se um risco de errar se se considerar que existe um implante intra-ocular "padrão"

	Poder Diop. da Córnea (dioptrias)	Poder Diop. Cristalino (dioptrias)	Prof. C. A. (mm)	Comp. Axial (mm)
Variação	39,0 — 47,6	15,5 — 23,9	2,5 — 4,2	22,3 — 26,0
Média	43,1	19,7	3,5	24,2

que fará com que o olho permaneça emétrope ou com a mesma refração, seja qual for, após a retirada do cristalino. Valores médios do poder dióptrico da córnea e do cristalino, bem como de profundidade da câmara anterior podem ser encontrados em erros extremos de refração. Sendo assim, uma córnea do poder dióptrico igual a 43,1 dioptrias pode ser encontrada em um olho míope ou hipermetrópe de 10 dioptrias, desde que um ou mais dos principais componentes da refração do globo ocular variem.

Para que se consiga emetropia ou a mesma refração pré-operatória, o poder dióptrico do implante intra-ocular varia segundo a localização do mesmo, seja na câmara anterior, no plano da íris ou na câmara posterior. Mesmo em se tratando exclusivamente de implantes de câmara posterior, há modelos que apresentam diferentes angulações entre a parte óptica e os arcos, criando um fator variável adicional dentro desta categoria. Um implante intra-ocular localizado na câmara anterior ou no plano da íris deve ter um poder dióptrico menor que o do cristalino, já que ocupa uma posição mais anterior em relação a este. Na câmara posterior, teoricamente, o poder dióptrico do implante deve ser bem próximo ao do cristalino, tendo-se em mente as variações que ocorrem segundo os diferentes modelos deste tipo de implante.

Segundo JAFFE², um implante de 18 dioptrias colocado no plano da íris tende a restaurar a refração que o paciente apresentava antes do desenvolvimento da catarata. Muitos cirurgiões, partindo desta premissa, tentam calcular a refração que se pode esperar usando implantes de valores dióptricos diferentes. É incorreto assumir-se uma relação de 1:1, ou seja, que um implante de 19 dioptrias colocado no plano da íris vai deixar o paciente míope de 1 dioptria, já que o erro refratométrico pós-operatório é corrigido por uma lente de óculos usada a uma distância vértice de 12mm da córnea não podendo, portanto, ser comparado de igual para igual com uma variação de mesma magnitude em uma lente situada dentro do olho.

RICHARD BINKHORST⁴ afirma que, em se tratando de implantes situados no plano da íris, a relação é de 1,25:1, ou seja, para cada 1 dioptria que se queira corrigir na refração base do paciente deve-se somar ou subtrair 1,25 de 18 dioptrias no caso de hipermetropia ou miopia, respectivamente.

Segundo a regra deste autor, a cada dioptria no poder dióptrico do implante corresponde uma alteração de 0,8 dioptria na refração-base do paciente. JAFFE² salienta que este método não é infalível, mesmo que a refração-base do paciente seja acuradamente conhecida.

Voltando ao trabalho de Sorsby, temos que o valor médio do poder dióptrico do cristalino foi de 19,7 dioptrias, com uma variação de 15,5 a 23,9 dioptrias. Assim, um erro considerável pode resultar se se considera que o cristalino apresenta o valor dióptrico médio encontrado por este autor.

Uma análise mais profunda de dados biométricos revela que, para cada dioptria a ser corrigida na refração-base do paciente, deve-se somar ou subtrair de 1,1 a 1,4 de 18 dioptrias, em caso de implante intra-ocular situado no plano da íris e sendo o paciente hipermetrópe ou míope, respectivamente.

Considerando o lado prático da questão, JAFFE² afirma que, se se conhece com alguma certeza a refração-base do paciente e se usa a regra das 18 dioptrias, raramente se terá um erro refratométrico superior a 2 dioptrias.

Cálculos baseados nos principais componentes da refração do globo ocular.

É teoricamente possível conseguir-se uma estimativa bastante acurada do poder dióptrico do implante intra-ocular a ser utilizado para proporcionar ao paciente determinada refração partindo-se do comprimento axial do globo ocular, do poder dióptrico da córnea e da profundidade da câmara anterior e utilizando-os em diversas fórmulas. Apesar deste método também oferecer alguma margem de erro, apresenta a grande vantagem de impedir que um grande erro de refração passe despercebido.

Comprimento axial do globo ocular.

É da maior importância que se conheça o comprimento axial do globo ocular, do contrário pode-se acarretar erros grosseiros e altamente desfavoráveis no que diz respeito à refração pós-operatória do paciente pseudo-fácico. Isto é verdadeiro, especialmente, em 3 grupos de pacientes, conforme salienta WELSH⁵.

1) Miopes axiais com cataratas maduras e altos valores ceratométricos nos quais se implanta uma lente "padrão" de câmara

posterior de 19,5 dioptrias. Assim procedendo, pode-se deixá-los míopes de cerca de 10 dioptrias.

2) Pacientes apresentando miopia de índice de cerca de 12 dioptrias nos quais se implanta lentes intra-oculares de baixo valor dióptrico. Tais pacientes podem tornar-se hipermetropes de cerca de 6 dioptrias.

3) Hipermetropes de cerca de 4,0 a 9,0 dioptrias com altos valores ceratométricos e cataratas sub-capsulares posteriores mas que possuem o comprimento axial de um míope. Tal hipermetropia é causada por um cristalino plano, de valor dióptrico incomumente baixo ("hipermetropia de índice"). Assim, se se considera um paciente que foi hipermetrópe de 4 a 6 dioptrias durante toda a sua vida e se implanta uma lente de 22,0 dioptrias, sem levar em consideração o seu cristalino de baixo valor dióptrico, de cerca de 15,0 dioptrias ou menos, pode-se torná-lo míopes de cerca de 9,0 dioptrias.

O comprimento axial do globo ocular é medido por ultrassonografia.

Há mais de 20 anos, pesquisadores japoneses já demonstraram o grande valor desta prática⁶.

SORSBY e colaboradores⁷, usando a ultrassonografia, estudaram a profundidade da câmara anterior, a espesura do cristalino e o comprimento axial do globo ocular, em 140 olhos e compararam os resultados com aqueles obtidos por pacometria. Os dois métodos deram resultados extremamente próximos. A validade da ultrassonografia não foi influenciada por sexo, idade ou refração do olho. Não sendo a mesma aplicável à medida de curvaturas, no trabalho em questão as superfícies corneanas foram medidas por ceratometria e as superfícies cristalinianas não foram consideradas, tendo o poder dióptrico do cristalino sido deduzido das outras medidas realizadas. A ultrassonografia tem diversas vantagens em relação à radiologia no que se refere à medida do comprimento axial do globo ocular, principalmente por não ser subjetiva e distintamente inócua, sendo também superior a cálculos matemáticos baseados em pacometria.

O princípio da biometria ultrassônica é a medida de intervalos de tempo entre os ecos, que são multiplicados pelas velocidades do ultrassom nos diferentes tecidos para que se obtenha medidas em distância.

Dos vários ecógrafos disponíveis, o mais indicado para fornecer medidas oculares é o tipo "A" unidimensional ou baseado no "tempo-amplitude"⁸.

Sendo a velocidade do ultrassom a mesma no aquoso e no vítreo mas mais alta no cristalino, apenas 2 medidas são necessárias para que se obtenha o comprimento axial ultrassônico correto.

A velocidade do ultrassom no aquoso e no vítreo foi determinada como sendo de 1532 m/seg. e no cristalino normal 1640,5 m/seg. Em cristalininos opacificados, a velocidade varia entre 1590 a 1670 m/seg., com um valor médio de 1629 m/seg.

R. BINKHORST⁴ afirma que o erro potencial de não se medir a espessura corneana separadamente e não se fazer uma correção em relação à velocidade do ultrassom para a mesma é extremamente pequeno.

JAFFE² afirma que um erro de 1mm na medida do comprimento axial do globo ocular pode levar a um erro de 2,5 a 3,5 dioptrias na refração pós-operatória do paciente pseudofácico.

Ceratometria.

O poder dióptrico da córnea pode ser medido com um ceratômetro ou oftalmômetro. Para que se obtenha um equivalente esférico, os 2 meridianos principais são considerados. Esta medida é, também, da maior importância já que, segundo JAFFE² um erro de 0,1 mm na medida do raio de curvatura da córnea pode acarretar um erro de 0,5 dioptria na refração pós-operatória do paciente pseudo-fácico.

R. BINKHORST⁴ chama a atenção para a existência de duas fontes potenciais de erro em ceratometria: primeira, falha em calibrar-se o ceratômetro que pode dar margem a erro de 0,2 mm ou 1 dioptria na leitura dos valores encontrados. A segunda fonte de erro está oculta na escala dióptrica de qualquer ceratômetro. Nenhum deles mede o valor da córnea em dioptrias. Qualquer ceratômetro mede apenas o raio de curvatura da superfície anterior da córnea, que é convertido em dioptrias pela utilização de um índice de refração fictício. Isto ocorre porque, diferentemente do oftalmoscópio ou do retinoscópio, o ceratômetro mede o raio de curvatura de uma superfície refletora e não refratora. O índice de refração verdadeiro da córnea é 1,376, mas para se obter uma aproximação do valor dióptrico real da mesma partindo-se apenas do raio de curvatura de sua superfície anterior é necessário que se use um índice de refração fictício que varia com a marca do ceratômetro usado. Valores comuns são:

1,3375 (Haag-Streit, Bauch-Lomb)

1,336 (American Optical)

1,332 (Gambis)

Assim, um raio de curvatura igual a 7,8 mm será lido 43,27, 43,08 ou 42,56 dioptrias, respectivamente, dependendo do ceratômetro usado.

Estas diferenças podem não ter muita importância no que diz respeito à adaptação de lentes de contato ou à medida do astigmatismo corneano, mas não são insignificantes para a determinação do valor dióp-

trico de implantes intra-oculares, pois qualquer fórmula em que entre a ceratometria está sujeita a esta fonte de erro. Com os mesmos dados, pode-se obter valores de implantes intra-oculares variando quase 1 dioptria, dependendo do ceratômetro que tenha sido utilizado.

Se se usa o raio de curvatura, ao invés do valor dióptrico, não se resolve a questão. A fórmula tem, também, que conter o índice de refração fictício. Portanto, o problema do índice a ser escolhido ainda permanece, mas, ao menos, tem-se conhecimento dele, não estando mais o mesmo oculto no instrumento.

Profundidade da câmara anterior.

A estimativa da profundidade da câmara anterior está mais sujeita a variações do que as outras medidas anteriormente citadas. Sabe-se que a mesma decresce à medida que o paciente envelhece, o que foi atribuído a aumento do volume cristalino, conforme afirma JAFFE².

R. BINKHORST⁴ salienta que não há um método exato de se calcular a profundidade da câmara anterior após a cirurgia. Assim, ao invés de usar um valor médio de profundidade da câmara anterior para todos os tipos de implantes, recomenda que se use um valor médio para cada tipo de implante, já que a profundidade da câmara anterior pós-operatória é influenciada pela espessura do implante e pelo seu mecanismo de fixação. Segundo este autor, um erro de 0,1 mm na profundidade da câmara anterior acarreta um erro de 0,05 a 0,25 dioptria na refração do paciente pseudo-fácico.

Fórmulas para o cálculo do poder dióptrico de implantes intra-oculares.

Na grande maioria das vezes, a meta visada é a emetropia quando se implanta uma lente intra ocular. JAFFE² cita como exemplo desta afirmativa 4 grupos de pacientes:

1) pacientes que apresentam catarata bilateral e nos quais se planeja cirurgia com implante intra-ocular em ambos os olhos.

2) pacientes que apresentam catarata monocular e hipermetropia de 1,5 a 2,5 dioptrias no olho contra-lateral com visão útil.

3) pacientes que apresentam ausência sabida ou suposta de visão binocular.

4) pacientes que apresentam degeneração coroidomacular em ambos os olhos.

Às vezes, entretanto, visa-se à obtenção de ametropia e o melhor exemplo disto é o paciente que apresenta catarata monocular com visão boa no olho contra-lateral, sendo este amétrope.

É necessário, portanto, que o cirurgião oftalmológico disponha de recursos que lhe garantam certa margem de segurança quan-

to à refração pós-operatória a ser alcançada pelo paciente.

Existem várias fórmulas destinadas ao cálculo do valor dióptrico do implante intra-ocular a ser utilizado. Todas elas se baseiam nos principais componentes do globo ocular.

COLENBRANDER⁹ desenvolveu uma fórmula para alcançar emetropia quando se utiliza um implante situado no plano da íris:

$$P = \frac{N}{L - C} - \frac{N}{\frac{N}{K} - C}$$

Sendo:

P = valor dióptrico do implante intra-ocular para a obtenção de emetropia

N = índice de refração do aquoso e do vítreo

L = comprimento axial do globo ocular em milímetros

K = valor dióptrico da córnea

C = profundidade pós-operatória da câmara anterior

FYODOROV e colaboradores¹⁰, também considerando implantes situados no plano da íris, desenvolveram a seguinte fórmula:

$$P = \frac{N - LK}{(L - C) \left(1 - \frac{CK}{N}\right)}$$

Sendo:

P = valor dióptrico do implante intra-ocular para a obtenção de emetropia

N = índice de refração do aquoso e do vítreo

L = comprimento axial do globo ocular em milímetros

K = valor dióptrico da córnea

C = profundidade pós-operatória da câmara anterior.

R. BINKHORST¹¹, também considerando implantes situados no plano de íris, desenvolveu a seguinte fórmula:

$$P = \frac{\frac{NR}{1000 N} - 2}{(L - C) \left(\frac{NR}{3333} - C\right)}$$

Sendo:

P = valor dióptrico do implante intra-ocular para a obtenção de emetropia

N = índice de refração do aquoso e do vítreo

L = comprimento axial do globo ocular em milímetros

R = raio de curvatura da córnea em milímetros

C = profundidade pós-operatória da câmara anterior.

Segundo RETZLAFF¹², embora as fórmulas de COLENBRANDER, FYODOROV e R. BINKHORST apresentem conformações diferentes e tenham sido desenvolvidas separadamente podem, algebricamente, ser transformadas em:

$$P = \frac{N}{L - C} - \frac{NK}{N - KC}$$

Sendo:

P = valor dióptrico do implante intra-ocular para a obtenção de emetropia

N = índice de refração do aquoso e do vítreo

L = comprimento axial do globo ocular em milímetros

K = valor dióptrico da córnea

C = profundidade ps-operatória da câmara anterior

A diferença entre elas, afirma RETZLAFF¹², reside apenas em alguns fatores de correção.

COLENBRANDER⁹ sugeriu um fator de correção de 0,05 mm que seria somado à profundidade da câmara anterior esperada pós-operatoriamente, para neutralizar o fato de ser a superfície posterior da córnea mais curva que a anterior.

FYODOROV¹⁰ não sugeriu nenhum fator de correção, sendo sua fórmula igual à fórmula geral.

R. BINKHORST¹¹ utiliza, em sua fórmula, uma correção para o achatamento corneano induzido cirurgicamente. Além disso, utiliza um índice de refração corneano igual a 1,3333 ao invés de 1,336 ou 1,3375 que são os valores utilizados pela maioria dos ceratômetros. Devido a isso, o valor apontado para a obtenção de emetropia é 0,50 dioptria maior do que o valor achado sem a correção. Assim, o cirurgião que aplicar sua fórmula tenderá a utilizar implantes de valor dióptrico mais alto.

R. BINKHORST cita um artigo de FLOYD¹³ para explicar a inclusão deste fator de correção. Este autor encontrou uma média de aproximadamente 0,25 dioptria de achatamento corneano em 47 olhos estudados, tendo a incisão sido feita com faca de Graeffe e suturada com 2 pontos apenas.

Estudos mais recentes, analisando olhos nos quais a incisão foi suturada com múltiplos pontos, mostraram aumento da curvatura corneana: OGUCHI e VAN BALEN¹⁴ encontraram 0,16 dioptria, LINDSTROM¹⁵ encontrou 0,11 dioptria e RETZLAFF¹² encontrou 0,14 dioptria.

RETZLAFF¹², ao estudar 166 casos nos quais foram implantadas lentes no plano da íris, chegou à conclusão que o fator de correção de Binkhorst diminui a eficácia da fórmula deste autor, já que o erro refratométrico médio sem levar-se em consideração o fator de correção foi de 1,78 dioptria e, levando-se em consideração o mesmo, foi de 2,19 dioptrias.

Outro fator de correção diz respeito ao comprimento axial do globo ocular. Já que a medida ultrassônica vai da superfície anterior da córnea à interface vitreo-retiniana, um fator de correção entre esta interface e a camada de células visuais é preconizado

por COLENBRANDER⁹ (0,5 mm) e R. BINKHORST¹¹ (0,25 mm).

A fórmula de Sanders, Retzlaff e Kraff (SRK)¹⁶, ao contrário das fórmulas teóricas anteriormente citadas, baseia-se na relação observada entre duas variantes pré-operatórias (comprimento axial do globo ocular e valor dióptrico da córnea) e o verdadeiro resultado (valor dióptrico do implante intra-ocular necessário para a obtenção de emetropia).

Estes autores estudaram mais de 2.500 casos em que foram utilizados implantes intra-oculares de diversos tipos e fabricantes. A fórmula SRK consiste de¹⁶:

$$P = A - 2,5L - 0,9K$$

Sendo:

P = valor dióptrico do implante intra-ocular para a obtenção de emetropia

A = constante específica para cada tipo de implante (ou fabricante)

L = comprimento axial do globo ocular em milímetros

K = média das leituras ceratométricas em dioptrias

Segundo a fórmula SRK¹⁶, para cada variação de 1 dioptria nos valores ceratométricos, há uma variação de 0,9 dioptria no valor dióptrico do implante na direção oposta. Sanders, Retzlaff e Kraff afirmam que isto faz sentido clinicamente porque, quanto maior o valor dióptrico da córnea, menor deverá ser o valor dióptrico que o implante intraocular deverá ter.

A fórmula SRK¹⁶ parte da premissa de que para cada variação de 1 milímetro no comprimento axial do globo ocular, há uma variação de 2,5 dioptrias no valor dióptrico do implante intraocular a ser utilizado. Os autores da fórmula justificam isso clinicamente porque, quanto maior for o comprimento axial do globo ocular (como na miopia), menor será o valor dióptrico que o implante intraocular deverá ter.

SANDERS, RETZLAFF e KRAFF¹⁶ afirmam que, se se deseja obter máxima eficácia quanto ao valor dióptrico do implante intra-ocular a ser utilizado, é importante que se utilize um valor específico de constante A não só para cada tipo de implante mas também para cada fabricante. Para dar uma idéia prática da importância que atribuem a isto, estes autores afirmam que, ao estudar um mesmo tipo de implante intra-ocular ("Medalhão") produzido por 2 fabricantes diferentes, acharam constantes A e, portanto, o valor dióptrico do implante para a obtenção de emetropia variando 0,9 dioptria (A = 115,6 para as lentes fabricadas pela Medical Workshop e A = 114,7 para aquelas fabricadas pela Intermedics). Esta diferença ocorrendo em um mesmo tipo de implante foi a maior que estes autores já encontraram, mas afirmam que diferenças de 0,3 dioptria são relativamente comuns.

Na fórmula SRK¹⁶ os implantes de câmara posterior têm os valores mais altos de constante A (variando de 115,9 a 117,2) e, portanto, requerem os maiores valores dióptricos para a obtenção de emetropia, já que o valor dióptrico do implante intra-ocular deve ser maior à medida que este se aproxima da retina. Da mesma maneira, implantes da câmara posterior com angulação posterior de 10° ficam mais perto da retina e, geralmente, têm constantes A 0,5 maiores e, portanto, requerem 0,5 dioptria a mais do que os implantes da câmara posterior que não apresentam angulação (uniplanares) produzidos pelo mesmo fabricante. Assim, um implante da câmara posterior de SHEARING uniplanar fabricado pela IOLAB tem uma constante A igual a 115,9, enquanto que o mesmo modelo apresentando angulação posterior de 10° tem uma constante A igual a 116,5.

SANDERS, RETZLAFF e KRAFF¹⁶ afirmam que uma variação de 1,50 dioptria no valor do implante intra-ocular produz uma variação de 1,0 dioptria na refração pós-operatória do paciente. Esta relação resulta em uma constante que pode ser utilizada no cálculo de refração pós-operatória esperada:

$$R = \frac{(P - I)}{1,5}$$

Sendo:

R = refração pós-operatória esperada em dioptrias
 P = valor dióptrico que o implante intra-ocular deve ter para a obtenção de emetropia, segundo a fórmula SRK
 I = valor dióptrico do implante intra-ocular a ser utilizado

RETZLAFF, SANDERS e KRAFF¹⁷ compararam sua fórmula com as fórmulas de Binkhorst e Colenbrander em cinco séries, de diferentes fontes, totalizando 654 casos. A fórmula SRK foi superior às outras por apresentar um erro refratométrico médio menor, uma variação menor entre o maior erro para o lado miópico e o maior erro para o lado hipermetrópe e numa proporção menor de casos nos quais o erro refratométrico foi superior a 2,0 dioptrias.

V. CONCLUSÃO

Por ter sido desenvolvida a partir de dados eminentemente empíricos, pela sua facilidade em ser aplicada, não necessitando, para isso, de cálculos complicados e pelos resultados que obtivemos (erro refratométrico médio = 0,87 dioptria, sendo em 66% dos casos até 1,0 dioptria e em 93% até 2,0 dioptrias), achamos que a fórmula SRK é de grande utilidade para o cirurgião oftalmológico por lhe permitir uma razoável margem de segurança no que diz respeito

to à refração pós-operatória do paciente submetido a facectomia com implante intra-ocular.

RESUMO

O autor analisa dados de 100 facectomias extracapsulares programadas com implante intraocular de câmara posterior. Em todos os casos, o valor dióptrico do implante foi escolhido segundo a fórmula de Sanders, Retzlaff e Kraff, que utiliza o comprimento axial do globo ocular (mm) e a média dos valores ceratométricos (dioptrias).

O erro refratométrico médio encontrado foi de 0,87 D. O maior erro para o lado miópico foi de 3,30 D e para o lado hipermetrópe foi de 1,69 D. Em 66% dos casos, o erro refratométrico fixou-se na faixa de até 1,0 D e em 93% dos casos não superou 2,0 D.

O autor chama a atenção para o risco que representa utilizar um valor "padrão" de lente intraocular ou basear a escolha do valor dióptrico da mesma na refração do paciente antes do desenvolvimento da catarata (refração-base). Ambos os métodos podem ocasionar erros refratométricos grosseiros e altamente desfavoráveis para o paciente, no que diz respeito à sua refração pós-operatória.

SUMMARY

The author analyzes data from 100 programmed extracapsular extractions with posterior chamber implants. In all cases, the power of the implant was chosen according to Sanders, Retzlaff and Kraff's formula, which utilizes the axial length of the eye (mm) and the average keratometer reading (diopters).

The average refractive error was equal to 0,87 D. The highest minus refractive error was equal to 3,30 D and the highest plus refractive error was equal to 1,69 D. In 66% of the cases the refractive error was up to 1,0 D and in 93% of the cases it was not greater than 2,0 D.

The author stresses the risk that using a "standard" power lens implant or basing the power of the lens to be inserted on the refraction of the patient prior to development of cataract (basic refraction) represent. Both methods may lead to large refractive errors which are very discomfortable to the pseudophakic patient, concerning his postoperative refraction.

AGRADECIMENTO: O autor agradece aos Drs. Pedro Moacyr de Aguiar, Afonso Fatorelli, Miguel Angelo Padilha e Paulo Cesar Silva Fontes por terem cedido dados de pacientes por eles operados para serem analisados neste trabalho. Agradece, também, aos Drs. José Edmar Gonçalves e Helder Alves da Costa Filho, que realizaram as emetrias em todos os pacientes aqui estudados.

BIBLIOGRAFIA

1. JAFFE, N. S. — Cataract Surgery and its Complications. Saint Louis, C. V. Mosby, 1976, p. 99.
2. JAFFE, N. S.; GALIN; HIRSCHMAN; CLAYMAN — Pseudophakos. Saint Louis, C. V. Mosby, 1978, p. 58-68.
3. SORSBY, A. — Epidemiology of Refraction. Int. Ophthalmol. Clin., 11: 1-18, 1971
4. BINKHORST, R. D. — Current Concepts in Cataract Surgery. Saint Louis, C. V. Mosby, 1978, p. 175-182.
5. WELSH, R. C. — Current Concepts in Cataract Surgery. Saint Louis, C. V. Mosby, 1978. P. 195-196.
6. OTSUKA, J. TOKORO, T.; ARAKI, M. — Comparative Studies of Phakometry with Ultrasonic Method on Refractive Elements of the Human Eyes. Acta Soc. Ophthal. Jap., 1961 (65): 1977.
7. SORSBY, A. — Modern Trends in Ophthalmology. London, Butterworths, 1967, p. 30-33.
8. PADILHA, M. A. & GONÇALVES, J. E. — Biometria do Cristalino. Rev. Bras. Oftalmologia, 1980, 25-29.

9. COLENBRANDER, M. C. — Calculations of the power of an iris clip lens for distance vision. *Br J. Ophthalmol.*, 57: 735-740, 1973.
10. FYODOROV, S. N.; GALIN, M. A.; LINKSZ, A. — Calculation of the optical power of intraocular lenses. *Invest. Ophthalmolo.* 14: 625-628, 1975.
11. BINKHORST, R. D. — Intraocular Lens Power Calculation Manual. New York, Binkhorst R. D., 1978.
12. RETZLAFF, J. — A new intraocular lens calculation formula. *Am. Intraoc. Impl. Soc. J.*, 6: 148-152, 1980.
13. FLOYD, G. — Changes in the corneal curvature following cataract extraction, *Am. J. Ophthalmol.*, 34: 1525, 1951.
14. OGUCHI, Y. & VAN PALEN, A. T. M. — *Ultrasound in Medicine and Biology*, London, Pergamon Press, 1974, p. 267-273.
15. LINDSTROM, R. L. — Accuracy of lens implant power determination using A-scan, Contact and intraocular lens. *Med. J.*, 5: 61, 1979.
16. RETZLAFF, J.; SANDERS, D.; KRAFF, M. A. — *A Manual of Implant Power Calculation*, Medford, Oregon, Retzlaff, Sanders e Kraff, 1981.
17. SANDERS, D.; RETZLAFF, J.; KRAFF, M.; KRATZ, R.; GILLS, J.; LEVINE, R.; COLVARD, M.; WEISEL, J.; LOYD, T. — Comparison of the accuracy of the Binkhorst, Colenbrander and SRK implant power prediction formulas, *Am. Intraoc. Impl. Soc. J.*, 7: 337-340, 1981.