



# AFAQUIA E PSEUDOFQUIA

## AUTOR

**Prof. Earl L. Smith III:** University of Houston

## REVISOR

**Prof. Emeritus Barry L. Cole:** University of Melbourne

## INTRODUÇÃO E SUMÁRIO

Este capítulo inclui uma revisão de:

- Olhos afáquicos corrigidos com óculos
- Olhos afáquicos corrigidos com lentes de contacto
- Olhos afáquicos corrigidos com lentes intraoculares

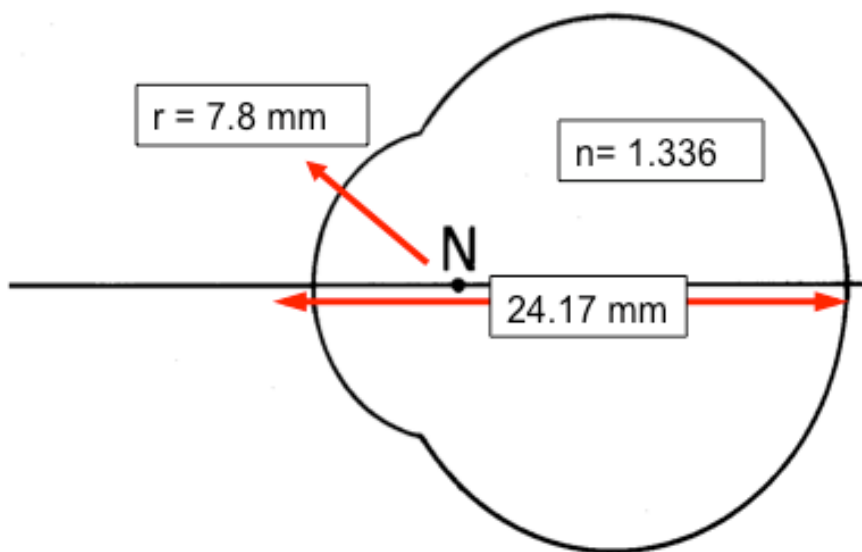
O termo afaquia significa “sem lente” (a=não; faco=lente). Um olho afáquico é simplesmente um olho sem cristalino. A afaquia pode ser o resultado de uma anomalia congénita ou traumatismo, mas está normalmente associada com a remoção cirúrgica do cristalino com catarata. Os indivíduos afáquicos têm os maiores erros refractivos que são normalmente encontrados na prática optométrica comum. Devido à magnitude do erro refractivo que é produzido pela remoção do cristalino, deve ser dada uma atenção especial a estes pacientes quando são corrigidos com os elementos ópticos tradicionais (isto é, óculos ou lentes de contacto).

## OLHOS AFÁQUICOS CORRIGIDOS COM ÓCULOS

Quando os indivíduos afáquicos são corrigidos com óculos, é importante considerar 1) os efeitos da potência e forma da lente correctiva no tamanho da imagem retiniana, 2) limitações no campo de visão associadas com os efeitos prismáticos da lente correctiva, e 3) as distorções associadas com as aberrações ópticas.

### TAMANHO DA IMAGEM RETINIANA

De forma a considerar os efeitos da lente correctiva no tamanho da imagem retiniana, deve ser desenvolvido um modelo de olho esquemático apropriado. Uma versão modificada do olho esquemático simplificado (como o Olho de Gullstrand #2) torna-se num olho esquemático útil e prático. No olho de Gullstrand #2 a córnea é considerada como sendo infinitamente fina e é representada por uma superfície refractiva esférica que separa o ar do humor aquoso. Assim, quando o cristalino é removido do olho simplificado de Gullstrand, o modelo toma as características de um modelo de olho reduzido. Os planos principais movem-se para a frente e coalescem para formar um ponto principal único que corresponde ao vértice da córnea. Os pontos focais movem-se para trás e formam um ponto nodal simples que coincide com o centro de curvatura da córnea. Figura 5.1 ilustra as dimensões básicas do olho esquemático simplificado aplicado à afaquia (esta é uma versão do olho de Gullstrand #2).



**Figura 5.1:** Dimensões do olho esquemático simplificado modificado aplicado à afaquia (após o olho de Gullstrand #2)

**Nota:** Obviamente a afaquia é primariamente uma ametropia refractiva. No entanto, não pode ser representada de forma precisa modificando o olho emetropo reduzido de Emsley como já foi feito previamente quando se consideraram os efeitos das lentes correctivas no tamanho da imagem retiniana de erros refractivos mais comuns (isto é, não se pode simplesmente aumentar o raio de curvatura da superfície refractiva equivalente do olho reduzido de Emsley para criar uma hipermetropia refractiva elevada). Estas manipulações simples não são apropriadas no caso do olho afáquico, porque o erro refractivo de um olho afáquico não pode ser exclusivamente axial ou exclusivamente refractivo na sua natureza. Em vez disso, os erros refractivos afáquicos têm as duas componentes a axial e a refractiva. O deslocamento anterior dos planos principais, representa, na essência, uma alongação; o deslocamento posterior dos pontos nodais reflecte a natureza refractiva da ametropia.

De forma a determinar os efeitos das lentes de óculos no tamanho da imagem retiniana no olho afáquico, deve ser determinada a magnitude do erro refractivo. Assume-se que o olho afáquico era emetropico antes da remoção do cristalino, podem-se adoptar as dimensões padrão para o olho esquemático simplificado. Quando o erro refractivo ocular do olho é simplesmente a diferença entre a potência refractiva total do olho afáquico e a potência refractiva necessária para focar luz paralela de um objecto em infinito na retina. Assim um olho afáquico não tem cristalino, a potência refractiva total do olho é igual à potência refractiva da córnea. Para o modelo esquemático afáquico,

$$F = (n' - n)/r$$

$$F = (1.336 - 1.0)/0.0078 \text{ m}$$

$$F = +43.08 \text{ D}$$

A potência refractiva necessária para focar luz paralela na retina é igual à vergência reduzida associada com a distância entre o plano principal do olho e a retina (isto é, neste caso o comprimento axial verdadeiro do olho; 24.17 mm).

$$L' = n'/l'$$

$$L' = 1.336/0.02417 \text{ m}$$

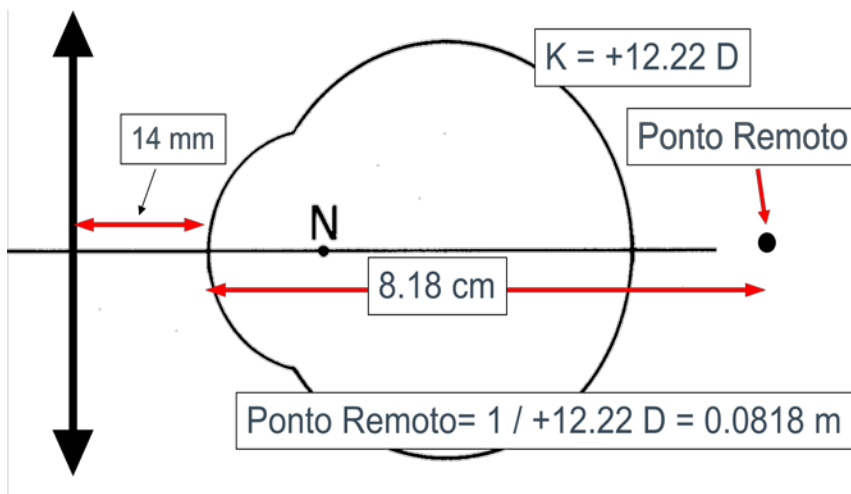
$$L' = +55.3 \text{ D}$$

A potência adicional que deve ser adicionada à córnea para focar o olho afáquico em infinito é

$$K = 55.3 \text{ D} - 43.08 \text{ D} = +12.22 \text{ D}$$

Isto é, o olho afáquico é um hipermetrope de 12.22 D.

Assuma que este olho afáquico está corrigido com lentes de óculos colocadas a uma distância ao vértice de 14 mm (ver Figura 5.2). Qual iria ser a MOR e MO associada a esta estratégia correctiva?



**Figura 5.2:** Um olho afáquico corrigido com óculos colocados a uma distância ao vértice de 14 mm.

Um dos procedimentos mais directos para determinar a **Magnificação Oftálmica Relativa** nestes casos envolve o cálculo da potência equivalente para a combinação olho afáquico-lente. Em primeiro, deve ser calculada a potência efectiva necessária da lente dos óculos.

$$F_v = 1 / \text{distância entre o plano dos óculos e o PR do olho}$$

A localização do ponto remoto do olho (PR) pode ser determinada pela refração ocular do olho.

$$1 / +12.22 \text{ D} = 0.0818 \text{ m}$$

Isto é, o PR está a 8.18 cm atrás da retina.

A distância focal da lente correctiva deve ser igual à distância do plano dos óculos ao PR do olho (isto é, 8.18 cm + 1.4 cm = 9.58 cm). Assim, a potência necessária é,

$$F_v = 1 / 0.0958 \text{ m} = +10.43 \text{ D}$$

Uma vez que a MOR é igual ao rácio das potências refractivas do olho emetropo padrão e da combinação olho afáquico-lente, a relação seguinte pode ser usada para determinar a relação entre os tamanhos das imagens retinianas num olho emetropo e este olho afáquico.

$$\text{MOR} = \frac{+60 \text{ D}}{10.43 \text{ D} + 43.08 \text{ D} - [0.014(10.43 \text{ D})(43.03 \text{ D})]}$$

$$\text{MOR} = \frac{+60 \text{ D}}{47.22 \text{ D}} = 1.27$$

Isto é, o tamanho da imagem retiniana num olho afáquico é cerca de 27% maior que a de um olho emetropo padrão.

A **Magnificação Oftálmica** pode ser usada facilmente para calcular a seguinte relação:

$$\text{MO} = \frac{\text{distância entre o PR e o plano dos óculos}}{\text{distância entre o PR e o plano principal}}$$

$$\text{MO} = \frac{9.58 \text{ cm}}{8.18 \text{ cm}}$$

$$\text{MO} = 1.17$$

Isto é, a correcção oftálmica (óculos) aumentou o tamanho da imagem não corrigida em cerca de 17%.

O facto que a MOR é maior que a MO neste caso, enfatiza o facto de que uma proporção da ametropia deste olho afáquico é de natureza axial. Especificamente, a distância entre o plano principal do olho afáquico e a retina é maior que a distância correspondente no olho emetropo padrão.

## MAGNIFICAÇÃO DE FORMA

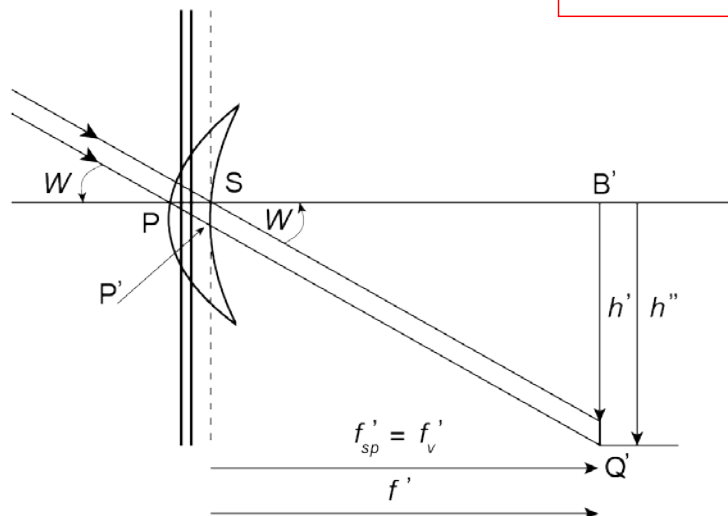
Os valores para a MOR e MO calculados acima apenas reflectem os efeitos da potência da lente correctiva no tamanho da imagem retiniana. Para a maioria dos erros refractivos a lente correctiva pode ser considerada infinitamente fina e a contribuição de forma da lente na magnificação da imagem pode ser ignorada. No entanto, as lentes dos óculos afáquicos têm uma espessura ao centro entre 6.0 a 7.0 mm e, assim a influência da forma da lente correctiva no tamanho da imagem retiniana deve ser considerada (Figura 5.3).

A magnificação de forma é a magnificação angular que é produzida pela forma da lente correctiva e está relacionada com o facto que com uma lente espessa o segundo plano principal da lente correctiva não corresponder com o vértice posterior da lente. A magnificação de forma para a lente correctora (isto é, o factor de forma, S) é dependente da espessura da lente (t), o índice de refração da lente (n), e a potência refractiva da superfície anterior da lente (F1). Pode ser usada a seguinte relação para calcular a magnificação para a lente correctiva:

$$S = \frac{1}{1 - (t/n)F_1}$$

Raios de uma objecto distante

**Magnificação de Forma**  
Magnificação angular devido a forma da lente correctiva



Com a lente espessa os planos principais não irá corresponder com o vértice posterior da lente

**h<sup>1</sup>**= tamanho imagem baseado na potência ao vértice posterior  
**h<sup>''</sup>**= tamanho imagem baseado na potência verdadeira

**Figura 5.3:** Deve ser considerada a influência da forma da lente correctiva no tamanho da imagem retiniana final.

A tabela seguinte lista dos factores de forma para uma série de lentes positivas:

Potência da lente (D)	Espessura Central (mm)	Factor de Forma
+2.00	2.5	1.01
+4.00	3.6	1.02
+6.00	4.8	1.03
+8.00	5.0	1.04
+10.00	6.0	1.05
+12.00	6.8	1.06
+14.00	7.6	1.08
+16.00	8.4	1.10

A partir desta tabela pode ser observado que a magnitude do factor de forma não se torna significativo até que a potência da lente excede as 8.00 D. Mas para hipermetropes elevados e para a média de indivíduos afáquicos, o factor de forma deve ser considerado de forma a determinar a MOR e MO total. A MOR e MO total são dadas pelas seguintes relações:

$$MO \text{ Total} = MO \times S$$

$$MOR \text{ Total} = MOR \times S$$

Isto é, as magnificações totais são determinadas multiplicando os valores da MOR e MO produzidos pela potência das lentes correctivas pela magnificação angular (S) produzida pela forma da lente.

**Nota:** Ter em conta que a espessura de uma lente negativa não aumenta com a potência, a magnificação de forma não é uma consideração importante para correcções miópicas, mesmo quando a magnitude da correcção é grande.

Para o olho afáquico considerado acima, se o factor de forma for considerado como 1.06, os valores da MOR e MO total irão ser:

$$MO \text{ Total} = 1.17 \times 1.06 = 1.24$$

$$MOR \text{ Total} = 1.27 \times 1.06 = 1.35$$

Neste exemplo o olho afáquico era emetrope antes da remoção do cristalino. A MOR final irá ser diferente se o olho for ametropo antes de se tornar afáquico. Se o olho for míope axial antes de se tornar afáquico, a MOR final irá ser maior que a do olho emetrope anterior. Se o olho for hipermetrope refractivo antes de remover o cristalino, a MOR irá ser maior que a do olho emetrope anterior.

### Limitações do Campo de Visão

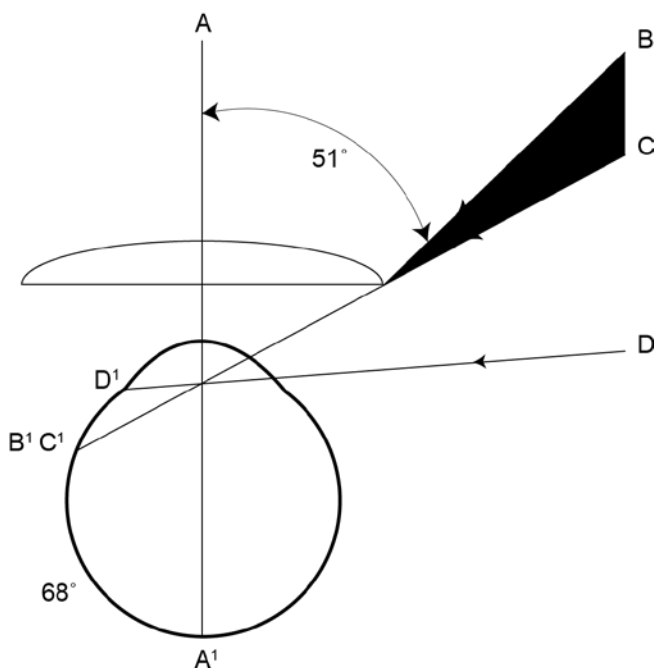
Para além de sentirem dificuldades que estão associadas com a magnificação produzida por lentes de elevada potência positiva, os afáquicos sentem também limitações no campo de visão devido aos efeitos prismáticos destas lentes. Considere os efeitos prismáticos no bordo de uma lente de +10.00 D que tem um diâmetro total de 40 mm. O efeito prismático no bordo da lente pode ser calculado usando a Lei de Prentice.

$$\text{Potência prismática} = \text{potência da lente (D)} \times \text{distância ao centro óptico (cm)}$$

Assumindo que o centro óptico da lente é coincidente com o centro geométrico da lente, o efeito prismático no bordo da lente descrita acima seria:

$$\text{Potência prismática} = +10.00 \text{ D} \times 2.0 \text{ cm} = 20 \text{ dioptrias prismáticas}$$

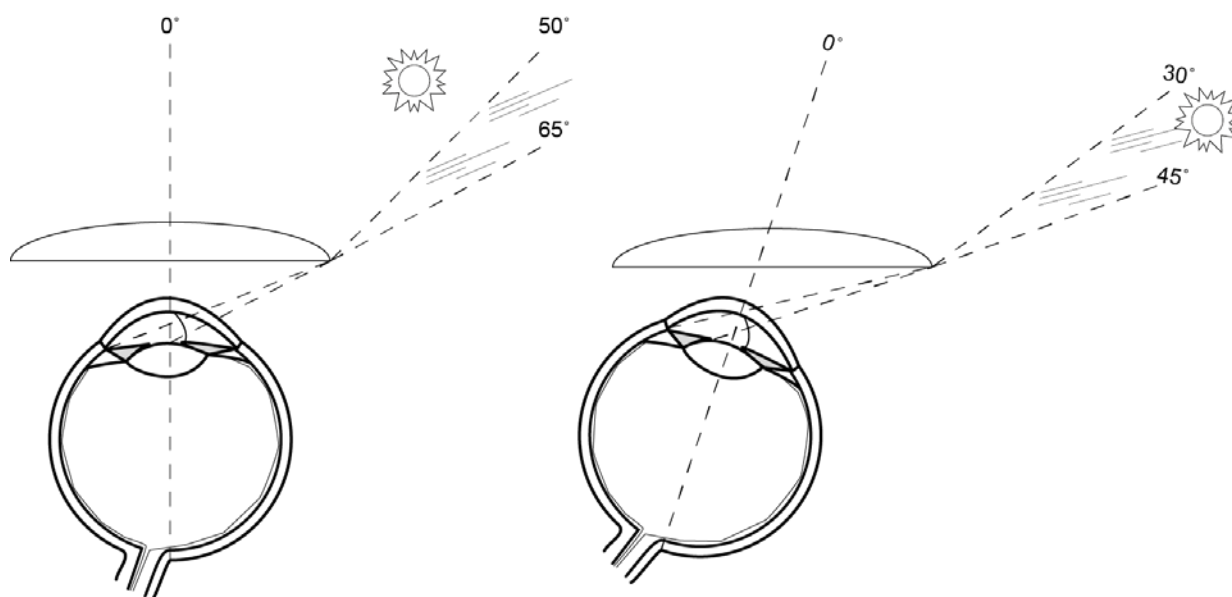
A Figura 5.4 ilustra como as características prismáticas de uma lente positiva elevada podem criar um escotoma aparente no campo de visão do paciente. O paciente fixa um objecto ao longe através do centro óptico de uma lente positiva. Os raios provenientes de uma série de objectos periféricos são direccionados para o centro da pupila de entrada do olho como ilustrado. Para objectos na extremidade periférica, estes raios não irão passar através da lente correctiva, mas em vez disso irão entrar no olho passando por detrás do bordo da lente. Estes raios irão atingir a retina e são capazes de produzir sensações visuais que podem ser percebidas (isto é, o paciente pode ver objectos posicionados nestas posições). No entanto, irá existir um conjunto de posições objecto onde os raios chefe de um objecto irão intersectar o bordo periférico da lente e irão ser desviados pelo prisma numa quantidade tal que não irão entrar no olho (isto é, os objectos colocados nestas posições não podem ser vistos). À medida que as posições objecto se aproximam do eixo óptico da lente considerada, irá existir uma posição onde a luz, independentemente de ser desviada pelos efeitos prismáticos da lente, entra no olho. Os objectos colocados nesta posição podem ser observados. Todos os objectos posicionados de forma mais central que este ponto podem ser visualizados.



**Figura 5.4:** Ilustra como as características prismáticas de uma lente positiva elevada pode resultar num escotoma aparente no campo de visão do paciente.

O efeito geral dos desvios prismáticos produzidos por lentes de elevada potência positiva são uma zona cega que envolve o campo de visão central, isto é, um escotoma em anel. A posição e tamanho angular do escotoma depende de uma série de factores incluindo a potência da lente, o diâmetro da lente, a distância ao vértice e o tamanho da pupila do paciente. Normalmente o escotoma irá começar a cerca de  $50^\circ$  do eixo óptico quando o paciente está a observar a direita através do centro óptico e terá uma extensão de cerca de  $12^\circ$  a  $18^\circ$ .

Como mostrado na Figura 5.5, à medida que o olho roda para ver um objecto periférico os efeitos prismáticos da lente alteram a quantidade de rotação necessária para fixar um objecto fora do eixo óptico da lente. Neste exemplo, o olho roda para fixar um objecto a  $20^\circ$  para a direita do eixo óptico. Devido ao desvio prismático da lente o olho deve rodar cerca de  $27^\circ$  (para uma lente de  $+12.00D$ ) para fixar o objecto. O escotoma em anel está agora apenas a  $30^\circ$  do eixo visual do olho, isto é, o escotoma em anel é percebido como se tendo movido numa direcção oposta à da rotação do olho. Porque a posição deste escotoma em anel, com respeito ao eixo visual do olho, varia em função da posição do olho e é muitas vezes designado como "escotoma em anel móvel".



**Figura 5.5:** O efeito prismático da lente cria um “escotoma” ocluindo o objecto de interesse da visão à medida que o olho roda para ver o objecto periférico.

Os escotomas anelares móveis associados a lentes positivas elevadas são responsáveis por um sintoma muitas vezes designado pelos afáquicos corrigidos com lente oftálmica que é designado “fenómeno jack-in-the-box”. Este fenómeno refere-se ao aparecimento súbito (ou desaparecimento) de um objecto periférico que esteve escondido da visão do paciente no escotoma em anel, o qual se tornou visível quer devido aos movimentos oculares do paciente ou ao movimento do objecto por si. Isto pode ser particularmente perturbador quando um objecto periférico chama a atenção do paciente e ele roda os olhos para fixar o objecto. Em alguns momentos, o escotoma em anel ir-se-á mover como resultado dos movimentos dos olhos, para ocluir o objecto de interesse da visão.

### Distorção em Almofada de Alfinetes

Em adição à magnificação de objectos paraxiais, as lentes muito positivas necessárias para corrigir afaquia resultam numa magnificação diferencial ao longo do campo visual. Um olho de um indivíduo fáquico normal não sofre de uma quantidade significativa de distorção em almofada e em barril (como discutido na secção das aberrações ópticas). No entanto, a remoção do cristalino juntamente com os efeitos das lentes de óculos altamente positivas produz um grau significativo de distorção em almofada (isto é, a parte periférica do campo de visão está mais magnificada no campo de visão central. Como resultado, as linhas a direito na parte periférica do campo de visão podem aparecer curvas. A distorção em almofada produzida por lentes de óculos afáquicas é composta se a lente correctiva sofrer de aberração esférica. A contribuição da lente correctiva para a distorção do campo de visão pode ser minimizada empregando lentes asféricas (isto é, lentes corrigidas para a aberração esférica) para corrigir a afaquia do paciente (as lentes asféricas também reduzem o tamanho do escotoma em anel). A maioria das lentes afáquicas usadas hoje em dia são asféricas.

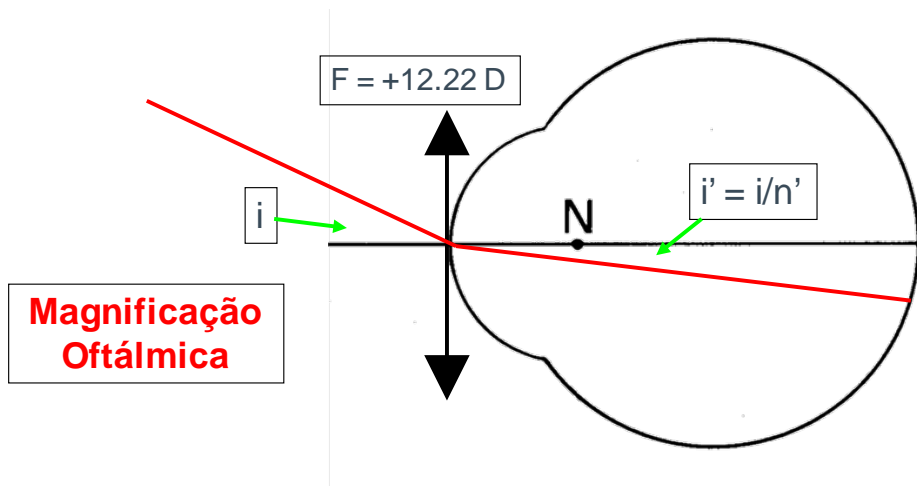
## OLHOS AFÁQUICOS CORRIGIDOS COM LENTES DE CONTACTO

Uma vez que a afaquia é uma ametropia principalmente refractiva, a MOR e MO são substancialmente mais pequenas quando os olhos afáquicos são corrigidos com lentes de contacto. A Figura 5.6 ilustra os efeitos das lentes de contacto no tamanho da imagem retiniana do olho afáquico usado nos exemplos acima.

Nos olhos afáquicos a córnea é a única superfície refractiva. A acrescentar, que os planos principais da córnea estão muito próximos um do outro e localizados muito perto do apex da córnea. Como resultado, quando os olhos afáquicos são corrigidos com lentes de contacto, a lente correctiva pode-se ser considerada como estando coincidente com o plano principal do olho. Assim quando o olho afáquico é corrigido com lentes de contacto, a MO irá ser igual a 1.0; isto é, a correcção com lentes de contacto não irá alterar o tamanho da imagem retiniana não



corrigida (lembre-se que é assumido que o centro óptico da lente de contacto corresponde com o vértice da córnea). No entanto, ao contrário dos olhos fáquicos que têm ametropias refractivas, a MOR não irá ser igual à MO. Em vez disso, a MOR no olho afáquico corrigido com lentes de contacto irá ser maior que 1.0 porque existe uma componente axial na ametropia afáquica.



**Figura 5.6:** A correcção com lentes de contacto não irá alterar o tamanho da imagem retiniana não corrigida

Para calcular a MOR no olho afáquico corrigido com lentes de contacto, deve conhecer a refração ocular ou o comprimento axial do olho (neste caso a distância entre o plano principal do olho e a sua retina). Na solução seguinte a MOR é calculada baseada na potência equivalente da combinação olho afáquico-lente.

$$MOR = \frac{+60 D}{12.22 D + 43.08 D - [0.0(12.22 D)(43.03 D)]}$$

A principal vantagem em utilizar esta relação para determinar a MOR é que o factor que tem em conta a separação entre os elementos refractivos é zero quando a lente correctiva coincide com plano principal do olho. Como resultado a potência equivalente da combinação olho-lente é simplesmente igual à potência do olho mais a potência da lente correctiva, isto é:

$$MOR = \frac{+60 D}{12.22 D + 43.08 D} = 1.08$$

A seguinte solução pode ser utilizada se conhecer o comprimento axial do olho afáquico.

$$MOR = \frac{\text{tamanho da imagem no olho ametropia corrigido}}{\text{tamanho imagem do olho emetropia}}$$

Assuma que uma distância objecto subtende um ângulo visual de 0.1 rad no plano principal do olho afáquico. Uma vez que o centro óptico da lente correctiva corresponde ao vértice da superfície refractiva, um raio direccionado para o vértice da córnea não irá ser desviado pela lente correctora. O raio irá ser refractado pela córnea e o ângulo que a imagem retiniana subtende no plano principal pode ser obtido usando uma versão simplificada da Lei de Snell. O tamanho da imagem retiniana pode ser determinado através de geometria simples.

$$\begin{aligned} h' &= \text{tamanho da imagem retiniana (olho afáquico)} \\ h' &= 0.075 \text{ rad (ângulo imagem)} \times 24.17 \text{ mm (comprimento axial)} \\ h' &= 1.81 \text{ mm} \end{aligned}$$

O tamanho da imagem retiniana formada no olho emetropia reduzido de Emsely pode ser calculado de forma semelhante (1.678 mm). Assim a MOR pode ser calculada da seguinte forma:

$$\text{MOR} = 1.81 \text{ mm} / 1.67 \text{ mm} = 1.08$$

Isto é, o tamanho da imagem retiniana no olho afáquico corrigido com lentes de contacto é cerca de 8% maior que a imagem no olho emetrope padrão.

**Nota:** É geralmente aceite que uma diferença interocular no tamanho da imagem retiniana de cerca de 5% é suficiente para perturbar a visão binocular única (isto é, causar diplopia, alterações na percepção espacial, astenopia etc.). É óbvio dos exemplos acima que um indivíduo afáquico monocular corrigido com as lentes correctivas tradicionais irá sofrer de um grau clinicamente significativo de aniseiconia. É virtualmente impossível para um indivíduo afáquico monocular alcançar visão binocular única quando corrigido com óculos. Foi também reportado que alguns afáquicos monoculares corrigidos com lentes de contacto são capazes de obter visão binocular única com tamanho de imagem tão grandes quanto 10%. No entanto, tipicamente mesmo quando corrigido com lentes de contactos, os afáquicos monoculares não obtêm visão binocular única.

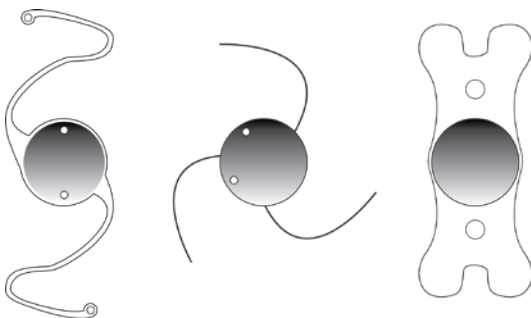
Do ponto de vista óptico, a correcção de um olho afáquico com lentes de contacto tem muitas vantagens quando comparada à correcção com lentes de óculos. No entanto, existem uma série de desvantagens. Tipicamente, os indivíduos afáquicos são mais velhos que os pacientes fâquicos. Como resultado, as suas córneas podem não ser capazes de tolerar lentes de contacto como os pacientes mais jovens. Estes pacientes mais velhos podem também não ter a destreza necessária para inserir e remover as próprias lentes de contacto. Este problema é combinado pelo facto que até a lente de contacto ser inserida, estes pacientes podem ter um erro refractivo hipermetrope elevado e nenhuma acomodação.

## OLHOS AFÁQUICOS CORRIGIDOS COM LENTES INTRAOCULARES

À luz de todas as desvantagens ópticas associadas à correcção dos olhos afáquicos com óculos e lentes de contacto, não é surpreendente que muito esforço foi feito no desenvolvimento de estratégias alternativas de correcção. A abordagem mais lógica é substituir o cristalino com uma lente artificial posicionada o mais perto possível da localização normal da lente natural. Embora a ideia de substituir um cristalino com catarata por uma lente intraocular (LIO) não seja nova (existem relatórios sobre tentativas de substituir o cristalino com lente artificial que datam de à 200 anos), as vantagens nos procedimentos cirúrgicos e o desenvolvimento continuado de materiais e desenhos de lentes que são tolerados pelo olho têm feito dos implantes com LIO o tratamento de eleição para a afaquia. Inquéritos recentes indicam que aproximadamente 98% dos indivíduos que se tornaram afáquicos como resultado da remoção do cristalino com catarata está agora corrigido com LIO.

Tal como ilustrado na Figura 5.7, existe uma vasta gama de desenhos de LIO. As LIO são normalmente classificadas de acordo com a localização da parte óptica da lente e/ou da superfície de suporte. Existe três grandes classes de LIO:

1. **Lentes de câmara anterior** têm a componente óptica da lente na câmara anterior e são normalmente apoiadas por apêndices que são apoiados no ângulo da câmara anterior.
2. **Lentes pupilares** (Fixas na Iris) têm a componente óptica no plano da pupila e são apoiadas na íris.
3. **Lentes de câmara posterior** têm a parte óptica da lente na câmara posterior e são normalmente apoiadas pela capsula posterior do cristalino (no caso de uma extração extracapsular) ou por estruturas que apoiam no sulco ciliar.



**Figura 5.7:** Existe uma vasta gama de desenhos de LIO

As LIO reduzem consideravelmente a magnificação da imagem resultante quando é corrigido um olho afáquico. No entanto, uma vez que as LIO estão sempre mais anteriores que os planos principais do cristalino natural, irá existir algum aumento no tamanho efectivo da imagem retiniana. As lentes de câmara anterior e as lentes pupilares normalmente resultam num aumento pós-operativo da magnificação de cerca de 2 a 3%. As lentes de câmara posterior, uma vez que estão localizadas mais próximas da posição da lente natural, normalmente produzem um aumento do tamanho imagem menor que 2%. Obviamente, os efeitos de magnificação das LIO são triviais em comparação com aqueles associados com lentes de óculos ou lentes de contacto. Um aspecto mais crítica na adaptação de LIO é determinar a potência apropriada.

Três procedimentos gerais que foram empregues para determinar a potência apropriada de um implante com LIO.

## 1. A Abordagem da “Lente Padrão”

Esta abordagem envolve simplesmente seleccionar uma “lente padrão” média (isto é, não é feito nenhum esforço para determinar a potência óptima da LIO). Este procedimento é normalmente empregue quando não podem ser efectuadas medições pré-operativas críticas (o clínico não tem um queratómetro e/ou um instrumento de ultrassom) ou quando o clínico é resistente ou não é capaz de empregar uma das várias alternativas matemáticas para determinar a potência apropriada. Felizmente, a ametropia pós-operativa média que resulta do implante de “LIO padrão” (normalmente lentes de +19.50 D), não é muito diferente da ametropia pós-operativa média quando é feito esforço para otimizar a potência da LIO. No entanto, o padrão de ametropias obtido com uma LIO padrão é muito maior que aquele quando é considerada uma potência apropriada (ver Figura 5.8). Isto é exactamente o que seria de esperar. Uma vez que a variação na potência do cristalino numa população adulta é menor em comparação com os outras constantes ópticas oculares e uma vez que a lente padrão é desenhada para o olho “médio”, irá ser adequado para uma larga percentagem da população geral. Mas para os indivíduos que têm cristalinos com potências que não estão perto da média dos da população geral, a ametropia pós-operativa resultante da utilização do implante de uma LIO padrão pode ser significativa. Os procedimentos para otimizar a potência da LIO são simples de aplicar e estão amplamente disponíveis a partir dos fabricantes de instrumentos e de LIO. Como resultado, a abordagem da lente padrão não é empregue normalmente em circunstâncias normais, pois não existem boas razões pelas quais deva ser aplicada.

## 2. A abordagem “Anatómica” ou “Óptica”

Esta abordagem emprega princípios de óptica visual básicos e tem em consideração constantes ópticas importantes do olho do paciente (ver Figura 5.8). A equação seguinte é uma de uma família de equações semelhantes (normalmente conhecidas como equações de Binkhorst-Colenbrander, designadas após os indivíduos que derivaram as características fundamentais desta abordagem) são usadas para determinar a potência óptima da LIO:

$F(l)$  = potência LIO

$F_c$  = potência da córnea

$d$  = distância entre a córnea e a LIO

$L$  = comprimento axial

$n$  = índice refractivo do humor aquoso e humor vítreo

$$F(l) = \frac{n}{L-d} - \frac{1}{1/F_c - d/n}$$

A equação básica é muitas vezes modificada para considerar a distância entre o apex da LIO e o seu segundo plano principal. Por exemplo, o primeiro termo na equação acima é muitas vezes expresso como:

$$\frac{n}{L-d-(0.000062 \text{ mm})}$$

O valor  $F_c$  no segundo termo é muitas vezes modificado para otimizar a ametropia pós-operativa (por exemplo, dependendo nos requisitos visuais do paciente, é muitas vezes desejável ter uma ligeira ametropia miópica pós-operatório). O valor  $F_c$  modificado é normalmente calculado da seguinte forma:

$$F'_c = F_c + \frac{1}{1/F_s - d_v}$$

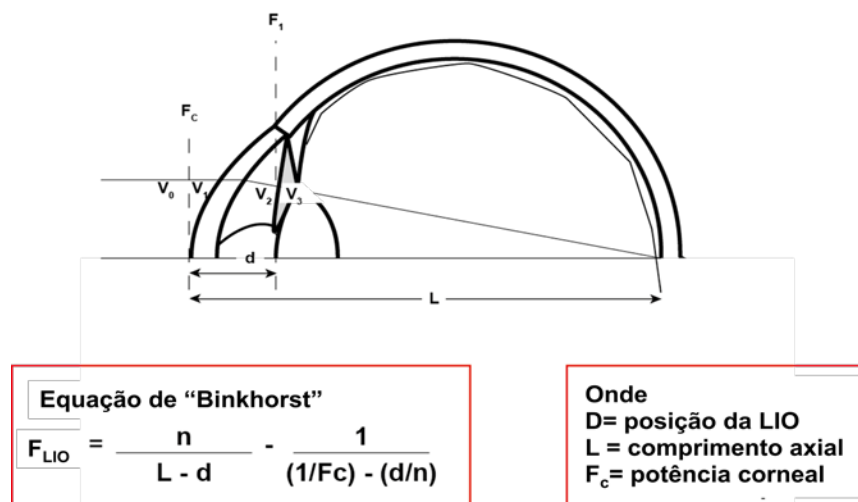
Onde,

$F_s$  = a correcção oftálmica pós-operativa desejada

$d_v$  = distância ao vértice da correcção pós-operativa

$F_c$  = potência corneal

Para usar esta equação para calcular a LIO, a potência refractiva da córnea (queratometria padrão; no entanto em algumas situações é empregue um índice de refração mais baixo para a córnea;  $n=1.332$ ) e o comprimento axial do olho é medido (ultrasonografia A-Scan). A partir destas medidas e o conhecimento da posição de onde a LIO irá ser colocada no olho (isto é, o valor  $d$ ), é possível calcular a potência da LIO desejada.



**Figura 5.8:** A abordagem "Anatômica" ou "Óptica" para cálculo da potência da LIO

A lógica para determinar a potência da LIO com esta equação é directa. Primeiro, assuma que é desejável para o olho ser emetropo com a LIO (isto é, quer que a luz de um objecto longínquo que é paralela quando intersecta a córnea se foque na retina). O segundo termo nesta equação calcula a vergência da luz na LIO (isto é, após refração na córnea). A vergência da luz na LIO é uma função da potência da córnea e a distância entre a córnea e a LIO. Para atingir os objectivos da LIO (isto é, focar a luz na retina), necessita determinar a quantidade de convergência necessária para focar a luz que parte da LIO na retina. A distância entre a LIO e a retina é simplesmente a diferença entre o comprimento axial e o valor  $d$ , a distância entre a córnea a LIO. A vergência reduzida associada com esta distância [isto é,  $n/(L-d)$ ] é a vergência que a luz deve ter quando sai da LIO para focar na retina. O primeiro termo na equação de Binkhorst fornece esta informação. A potência desejada da LIO é simplesmente a diferença entre a vergência da luz que incide na LIO e a vergência da luz necessária para focar a luz desse ponto na retina (isto é, a diferença entre a vergência que tem e a vergência que necessita).

### 3. Abordagem da Regressão Linear

Esta é uma abordagem empírica que é baseada em medidas pré e pós operativas a partir de uma amostra ampla de pacientes que recebem LIO. A estratégia desta abordagem é a de determinar uma relação numérica que relacione as medidas pré-operatórias (normalmente, a potência corneal, comprimento axial e potência da LIO) com o estado refractivo pós-operatório. É assumido que existe uma relação linear entre a potência da LIO necessária para produzir a refração pós-operativa (exemplo, emetropia) e os dados pré-operativos (ver Figura 5.9). A equação seguinte é um exemplo da fórmula de regressão linear empregue nesta abordagem.

$$F_{(LIO)} = A + (B)(L) + (C)(F_c) + (D)(AC)$$

Onde,

$F_{(LIO)}$  = potência desejada da LIO

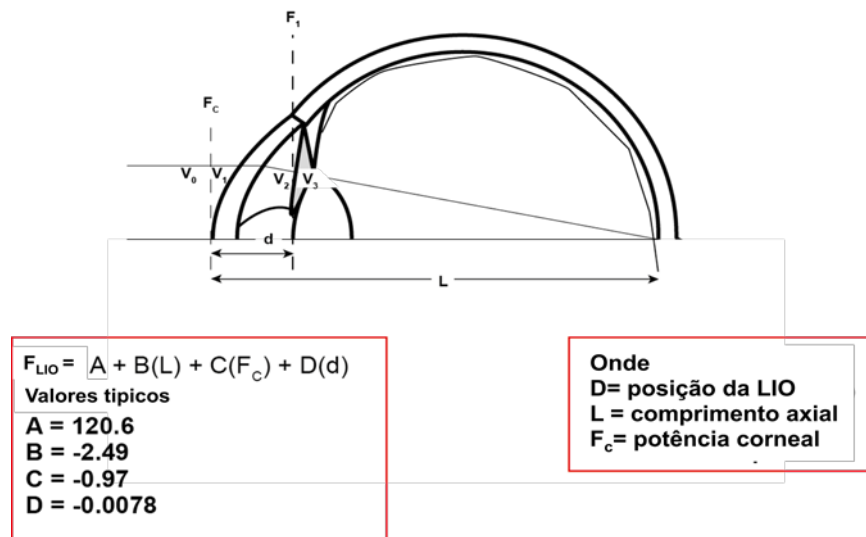
A, B, C, & D são constantes derivadas empiricamente

L = comprimento axial (mm)

$F_c$  = potência corneal

AC = profundidade da câmara anterior (mm)

Os valores A, B, C e D não têm relação directa com nenhuma das medidas pré-operativas. Estas constantes fornecem um peso às medidas pré-operativas baseados na experiência passada. Os valores exactos irão depender do tipo de LIO, a posição da LIO, a calibração do instrumento utilizado para medir o comprimento axial do olho, etc. Numa situação ideal, teria uma linha de regressão diferente (os valores A, B, C e D) para cada clinico, cada desenho de lente, e para qualquer factor que possa influenciar as medidas pré-operatórias e a posição final da LIO (i.e. a técnica do cirurgião).



**Figura 5.9:** A abordagem da regressão linear para calcular a potência da LIO

Embora este procedimento não seja baseado nos princípios ópticos, tem a vantagem de o clinico poder modificar a potência necessária da LIO baseada em experiências passadas com olhos semelhantes (isto é, os valores das constantes podem ser alteradas ao longo do tempo para refinar a potência seleccionada da LIO, a regressão exacta empregue pode ser ajustada para o clinico em particular). Por exemplo, é sabido que o grau de aplanamento corneal que ocorre normalmente após a extração da catarata varia de cirurgião para cirurgião; estes factores individuais podem ser reflectidos nas equações de regressão.

A comparação dos resultados obtidos com as fórmulas de regressão e as equações do tipo Binkhorst indicam que a precisão de ambas as abordagens genéricas são aproximadamente iguais. Com qualquer uma das abordagens, o erro refractivo pós-operatório está quase sempre dentro das 2.00 D do valor desejado (normalmente cerca de 70% dos casos têm uma precisão dentro de 1.0 D do estado refractivo desejado). Existem no entanto alguns erros sistemáticos que parecem estar inerentes em ambas as abordagens. Na generalidade, estes procedimentos resultam em erros miópicos para olhos com comprimentos axiais curtos, mas erros hipermetrópicos em olhos com comprimentos axiais longos. Parece que com alguma das abordagens, a medição pré-operativa mais crítica é o tamanho axial do olho.

Qual é a ametropia pós-operativa mais desejada num paciente submetido a um procedimento com implante de LIO? Dependendo dos requisitos visuais dos requerimentos, é normalmente desejável que o olho se torne ligeiramente miópico. Uma vez que não existe acomodação nestes olhos, não é desejável que a ametropia final seja hipermetrópica. O erro refractivo pós-operatório mais vantajoso é um pequeno grau de astigmatismo miópico simples. Um astigmatismo miópico simples é uma vantagem porque aumenta o intervalo de posições objecto que produzem uma imagem retiniana relativamente nítida no estado não corrigido.

## BIBLIOGRAFIA

- Apple DJ, Kincaid Inc, Mamlis N, Olson RJ. Intraocular lenses: evolution, design, complications, pathology. Williams and Wilkins. Baltimore 1989. (Artist Krystyna Srodulski).