



# MEDIÇÃO DE PARÂMETROS ÓPTICOS DO OLHO

## 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:

- Imagens Purkinje-Sanson
- Eixos e ângulos do olho
- Curvatura da córnea: queratometria & topografia corneal
  - Medições do contorno corneal
  - Topografia corneal
- Curvatura das superfícies do cristalino: oftalmofacomетria
  - Cálculos do raio de curvatura verdadeiro
- Medição da espessura da córnea – paquimetria
- Comprimento axial: raios-x e ultra-som
- Índices de refração dos meios ópticos do olho

## 1. IMAGENS PURKINJE-SANSON

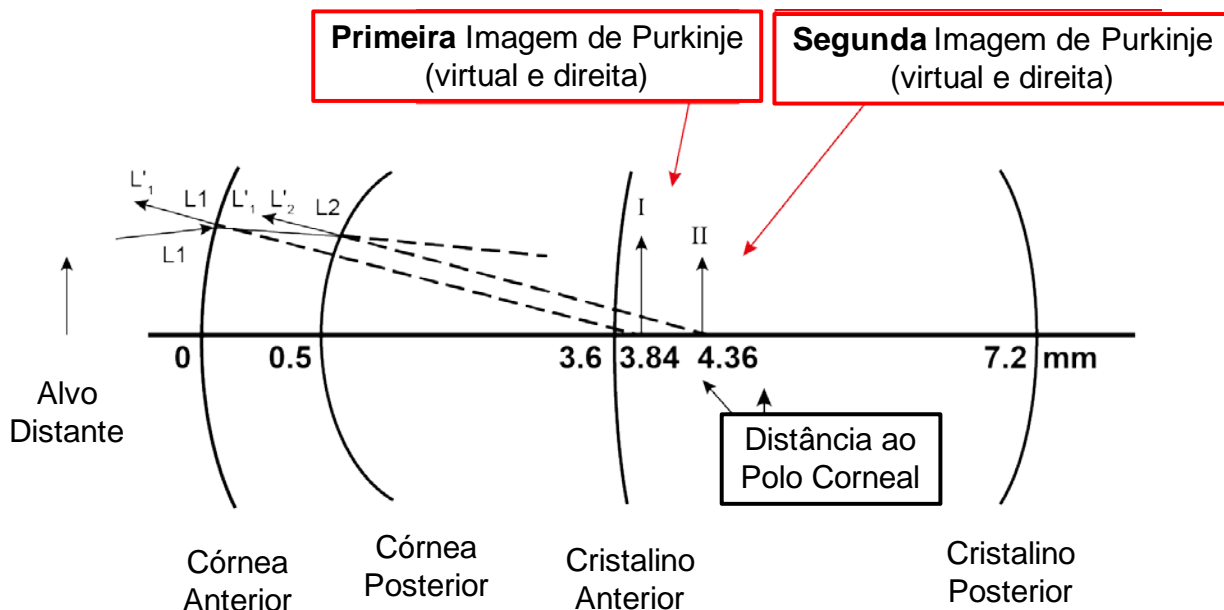
Existem quatro grandes imagens de Purkinje formadas pelo olho. As posições reais e aparentes das imagens de Purkinje para um objecto distante são ilustradas nas figuras 2.1a e 2.1b. A posição, o tamanho e a orientação (ou seja, direito ou invertido) de uma determinada imagem dependem da curvatura da sua superfície reflectora.

### Imagem de Purkinje I

A primeira imagem de Purkinje (designada 'I') é formada pela luz reflectida da superfície anterior da córnea (na verdade o filme lacrimal) e é geralmente referida como o 'reflexo corneal'. Uma vez que a superfície corneal anterior é essencialmente um espelho convexo, a imagem formada por um objecto no infinito será virtual, direita e aparece localizada na parte anterior do cristalino.

### Imagem de Purkinje II

A segunda imagem de Purkinje (II) é formada pela luz reflectida da superfície posterior da córnea. A imagem é virtual e direita, mas é ligeiramente menor do que a imagem I. Parece estar ligeiramente em frente à imagem I. Na realidade, a imagem II é formada ligeiramente atrás da imagem I, mas uma vez que a luz da imagem II sofre refração na superfície anterior da córnea, parece estar um pouco mais perto da frente do olho. A imagem aparente também é ligeiramente maior do que a verdadeira imagem catóptrica.



**Figura 2.1a:** Imagens Purkinje-Sanson (I e II)

**Nota:** Para um objecto distante, o tamanho da imagem formada por um espelho esférico é diretamente proporcional ao raio de curvatura da superfície reflectora. O facto de que a imagem II é menor do que a imagem I indica que o raio de curvatura da superfície posterior da córnea é menor que o raio para a superfície anterior.

### Imagem de Purkinje III

A terceira imagem de Purkinje é formada por reflexão na superfície anterior do cristalino. A imagem é virtual e direita. No olho não acomodado é duas vezes o tamanho da imagem I e parece estar localizada no vítreo. Com o aumento na acomodação positiva o tamanho da imagem diminui e parece mover-se para a frente. As alterações na imagem III reflectem as alterações na forma de lente que ocorrem durante a acomodação; especificamente, o facto do raio da superfície anterior ficar menor durante a acomodação positiva.

### Imagem de Purkinje IV

A quarta imagem de Purkinje é formada por reflexão na superfície posterior do cristalino. A superfície posterior age como um espelho côncavo; como resultado, a imagem **IV** é real e invertida. No estado não acomodado, a imagem **IV** é a menor imagem de Purkinje e parece estar localizada aproximadamente no plano da imagem **I**. Quando o olho acomoda, a imagem **IV** fica ligeiramente menor e move-se ligeiramente para mais perto da parte posterior do cristalino. No entanto, as alterações observadas para imagem **IV** durante a acomodação são menores do que aquelas associadas com imagem **III**, ou seja, o raio da superfície posterior altera menos do que o raio da superfície anterior.

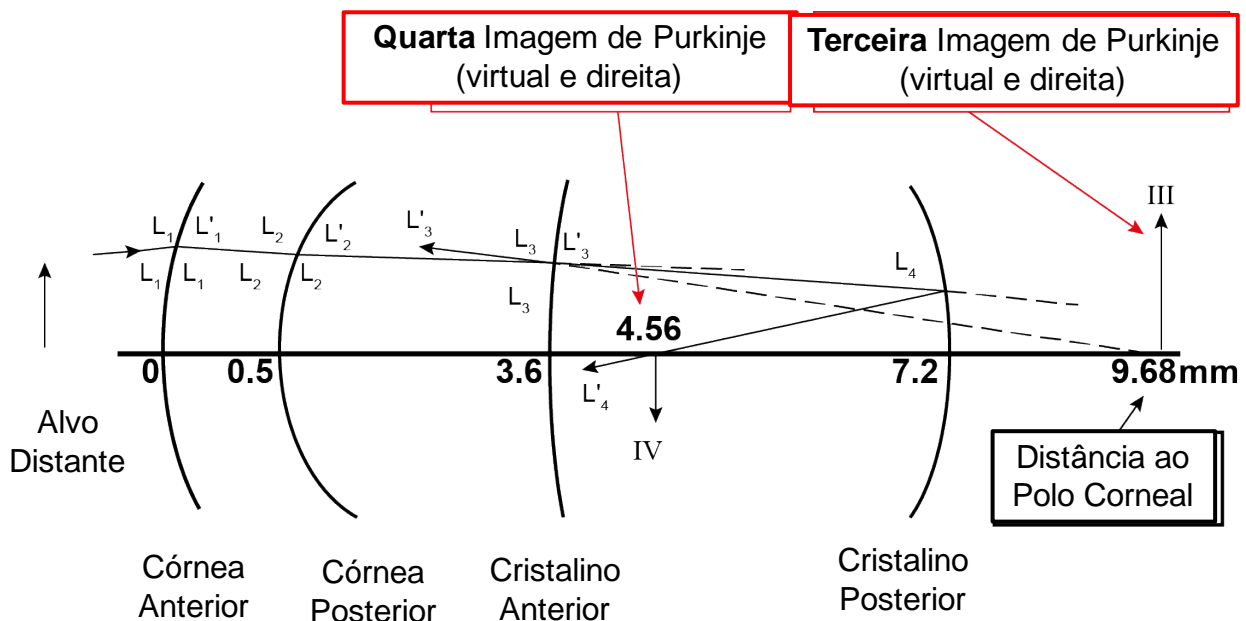


Figura 2.1b: Imagens Purkinje-Sanson (III e IV)

## COMPARAÇÃO DE IMAGENS DE PURKINJE

### Tamanhos Relativos

Olho não acomodado  $III > I > II > IV$

Olho acomodado (cerca de 10 D)  $I > II > III > IV$

A mudança na posição observada é que a **III** move-se para mais perto da córnea e a **IV** aproxima-se da retina.

### Brilho

Existem diferenças substanciais no brilho aparente dessas imagens. A primeira imagem de Purkinje é aproximadamente 100 X mais brilhante do que a segunda imagem. A segunda imagem Purkinje é ligeiramente mais brilhante (cerca de 20%) do que a terceira e quarta imagem que são igualmente brilhantes. Estas diferenças de brilho são devido a três factores:

1. A principal razão para estas diferenças de brilho é que a proporção de luz reflectida a partir de uma interface depende da diferença dos índices de refração entre os dois meios formando a interface; quanto maior a diferença dos índices de refração, maior a proporção de luz reflectida. A fórmula de Fresnel pode ser usada para calcular a proporção de luz refletida numa interface para a luz que atinge a interface de forma perpendicular.

**Fórmula de Fresnel:**

$$\text{Reflectância} = (n' - n)^2 / (n' + n)^2$$

Onde  $n$  e  $n'$  representam os índices de refração do primeiro e segundo meios, respectivamente.

**Exemplo:** Para um feixe de luz incidente normalmente sobre a córnea, que proporção de luz é refletida pelo filme lacrimal?

$$n_{\text{(lágrimas)}} = 1.336; n_{\text{(air)}} = 1.0$$

$$\begin{aligned}\text{Reflectância (R)} &= (1.336 - 1.0)^2 / (1.336 + 1.0)^2 \\ &= 0.0207 \text{ (cerca de 2.0\%)}\end{aligned}$$

**Exemplo:** Determine a quantidade da luz incidente que seria refletida para formar a segunda imagem de Purkinje.

$$n_{\text{(aqueous)}} = 1.336; n_{\text{(córnea)}} = 1.376$$

$$\begin{aligned}\text{Reflectância (R)} &= (1.336 - 1.376)^2 / (1.336 + 1.376)^2 \\ &= 0.000217 \text{ (i.e. 0.02\%)}\end{aligned}$$

2. Diferenças nas qualidades reflectoras de várias interfaces contribuem para as diferenças de brilho. Por exemplo, o filme lacrimal fornece uma superfície relativamente lisa onde a luz é refletida principalmente de forma especular. Em comparação, as superfícies do cristalino não são opticamente tão suaves e a luz é refletida em ambas de modo mais difuso (ou seja, disperso) e especular.
3. Apenas a primeira imagem de Purkinje é formada unicamente pela reflexão. A luz associada às outras imagens sofre refração (e reflexão e absorção) antes e depois da reflexão pelas respectivas interfaces (ou seja, as imagens aparentes são na verdade imagens cata-diópticas).

**Movimento das Imagens de Purkinje**

Se a fonte de luz, que produz as imagens de Purkinje é deslocada perpendicularmente ao eixo óptico do olho, as imagens de Purkinje irão mover-se. A primeira, segunda e terceira Imagens Purkinje serão direitas e, portanto, parecem deslocar-se na mesma direção que a luz. No entanto, uma vez que a quarta Imagem Purkinje está invertida, demonstra ter um movimento 'contra'.

**OUTRAS IMAGENS CATÓPTICAS**

Desde o tempo de Purkinje (cerca de 1823), outras imagens catópticas têm sido descritas. Por exemplo, apesar de ser assumido que o índice de refração do cristalino era uniforme, este não é o caso. Na realidade, o índice de refração aumenta da superfície do cristalino (córtex) para o centro da lente (o núcleo). Em muitos casos (principalmente em pacientes mais idosos), ocorrem mudanças relativamente grandes no índice numa distância relativamente curta. Em essência, o cristalino pode ser efetivamente representado como uma lente biconvexa dentro de uma lente biconvexa. Como resultado, foram descritas duas imagens catópticas formadas pela reflexão nas superfícies anteriores e posteriores do núcleo da lente. Em geral, estes são relativamente indistintas e não podem ser observados de forma consistente.

Outra classe de imagens catóptricas é designada de imagens de segunda ordem. Todas as imagens Purkinje-Sanson que foram discutidas até agora são imagens de primeira ordem, o que significa que são formados por uma única reflexão. As imagens de segunda ordem são formadas por reflexão em duas interfaces dentro do olho. Existem duas imagens catóptricas principais de segundo ordem que têm sido descritas. Uma destas imagens é formada pela luz reflectida na superfície anterior do cristalino e, em seguida, por reflexão na superfície anterior da córnea. Esta imagem, que é às vezes referida como a quinta imagem Purkinje (**V**), é real e formada perto da superfície posterior do cristalino. A outra imagem importante de segunda ordem é formada por reflexão na superfície posterior do cristalino e, novamente, por reflexão na superfície anterior da córnea. É muitas vezes referida como a sexta Imagem Purkinje (**VI**). Também é real, mas é formada mais perto da retina do que a quinta imagem. Em contraste com as imagens catóptricas de primeira ordem que são formados por luz reflectida fora do olho, as imagens de segunda ordem, em particular a imagem **VI**, pode sob certas condições, ser vista pelo sujeito (por exemplo, durante a Oftalmoscopia direta).

Em geral, imagens catóptricas **oculares**, mesmo as imagens de segunda ordem, não produzem quaisquer distúrbios visuais. No entanto, alguns usuários de lentes vêem as imagens catóptricas de segunda ordem formadas pela reflexão das superfícies anterior e posterior, respectivamente, nas suas lentes dos óculos.

Os usos mais comum de imagens de Purkinje:

1. Localização de eixos e dos seus ângulos associados no olho
2. Medição da curvatura da córnea (queratometria, imagem I)
3. Medição das mudanças do cristalino na acomodação
4. Medição da curvatura e posição do cristalino
5. Medição da posição do olho e movimentos oculares.

## 2. EIXOS E ÂNGULOS DO OLHO

### EIXOS

1. **Eixo óptico:** Linha que liga os centros de curvatura de todas as superfícies de refração. É perpendicular a todas as superfícies de refração.
2. **Eixo Visual:** A linha que liga o ponto de fixação e a fóvea e que passa através de pontos nodais (na verdade o eixo visual é composto por dois segmentos de linha; a linha do ponto de fixação ponto nodal primário (primeira) e a linha do ponto nodal secundário para a fóvea).
3. **Eixo pupilar:** A linha do centro da pupila de entrada (a imagem da pupila real formada por refração na córnea) que intercepta a córnea de forma perpendicular.
4. **Linha de visão:** A linha do centro da pupila de entrada para o objecto de interesse (ou seja, o ponto de fixação).
5. **Eixo de fixação:** A linha do ponto de fixação até ao centro de rotação do olho (um ponto imaginário cerca de 14 mm atrás da córnea; é um ponto de referência importante para os movimentos oculares).

### ÂNGULOS

1. **Ângulo Alfa:** O ângulo entre o eixo óptico e eixo visual formado no ponto nodal.
2. **Ângulo Kapa:** O ângulo entre o eixo da pupila e o eixo visual.
3. **Ângulo Lambda:** O ângulo entre a linha de visão e o eixo pupilar formado no centro da pupila de entrada.
4. **Ângulo Gama:** O ângulo entre o eixo de fixação e eixo óptico.

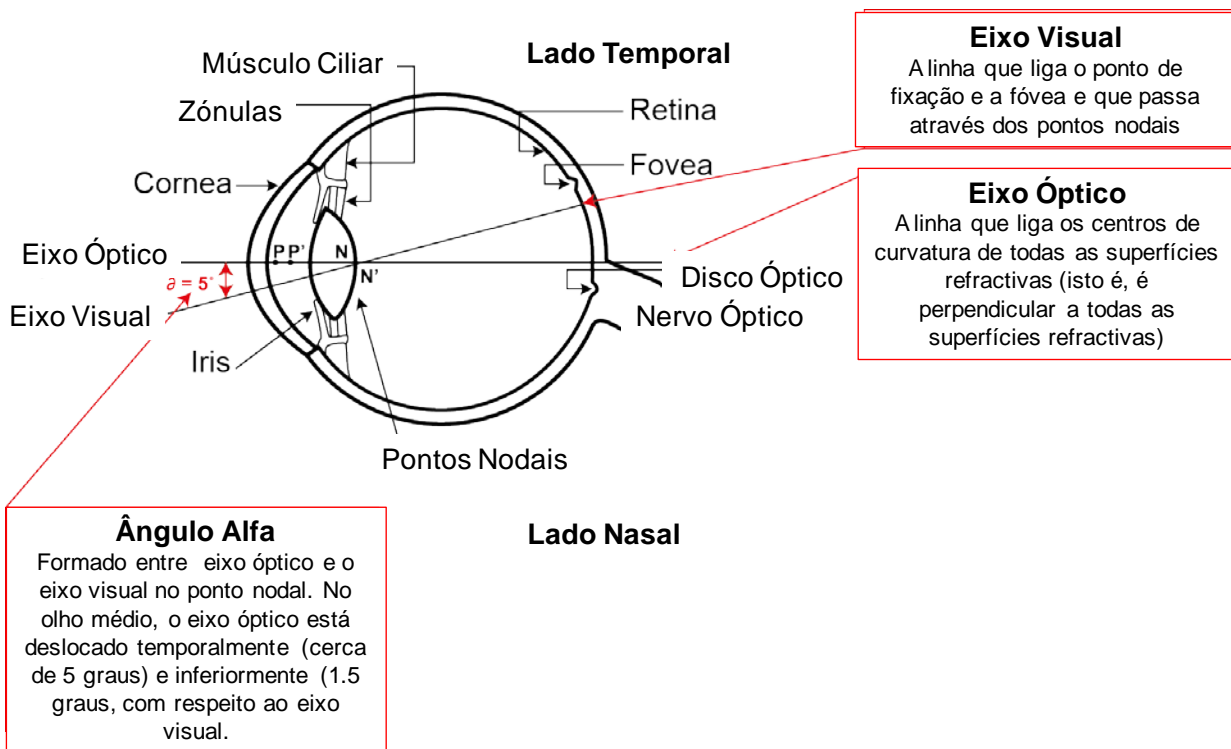


Figura 2.2: Eixo Visual, Eixo Óptico, Ângulo Alfa

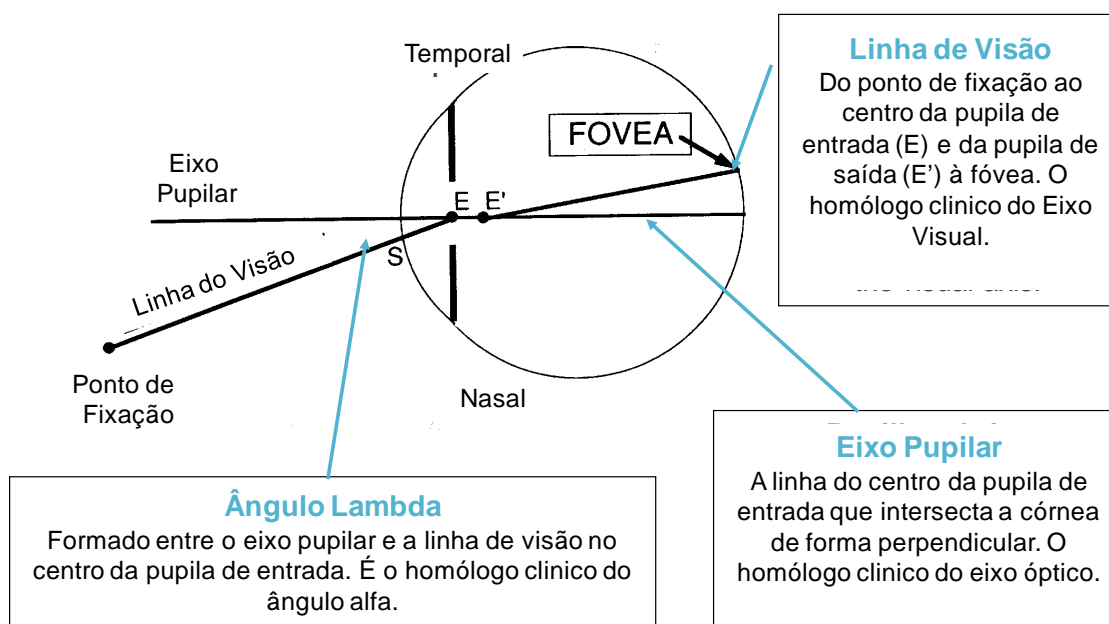
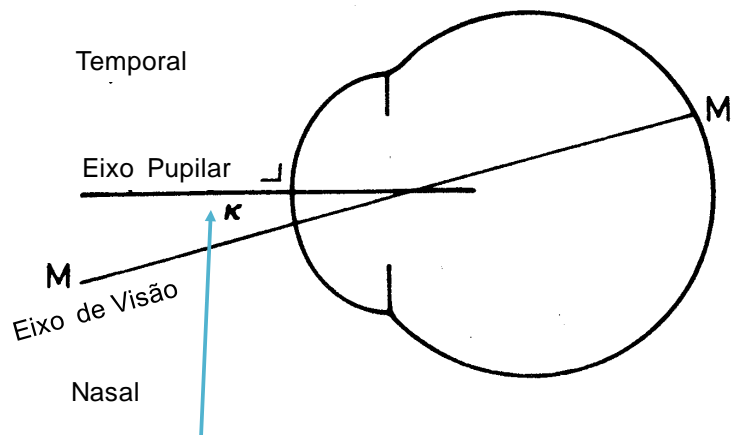


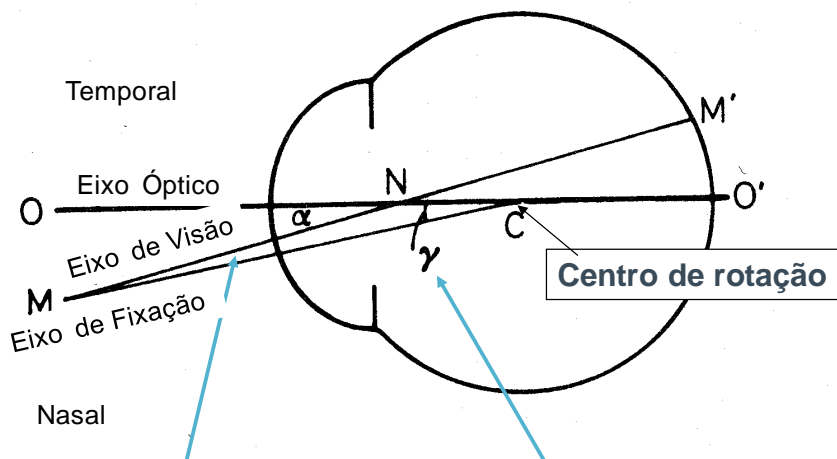
Figura 2.3: Linha do Olhar, Eixo Pupilar, Ângulo Lambda



### Ângulo Kapa

Formado entre o eixo Pupilar e o eixo visual. O ângulo kapa e o ângulo lambda são muitas vezes usados de forma indistinta. O ângulo Lambda é teoricamente a designação mais correcta e é o ângulo que é estimado durante o teste de Hirshberg.

Figura 2.4: Ângulo Kapa



### Eixo de Fixação

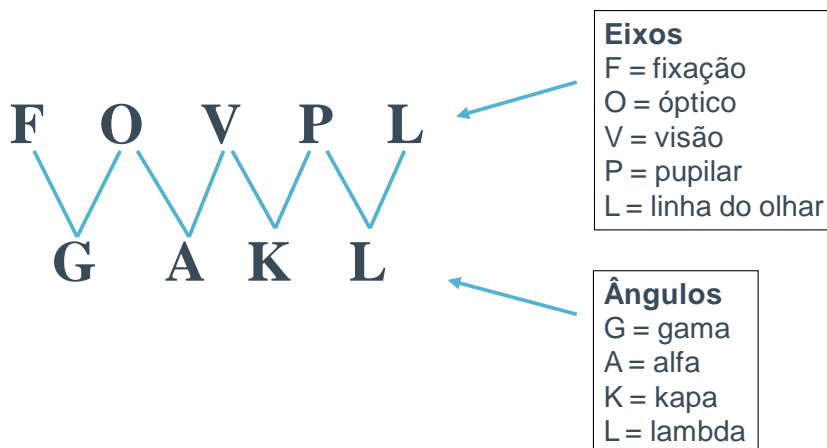
do ponto de fixação até ao centro de rotação do olho (um ponto imaginário cerca de 14 mm atrás da córnea).

### Ângulo Gama

Formado entre o eixo de fixação e o eixo óptico do no centro de rotação do olho (C).

Figura 2.5: Eixo de Fixação, Ângulo Gama

A sigla que segue pode ajudá-lo a lembrar os vários eixos e os ângulos incluídos (Figura 2.6).

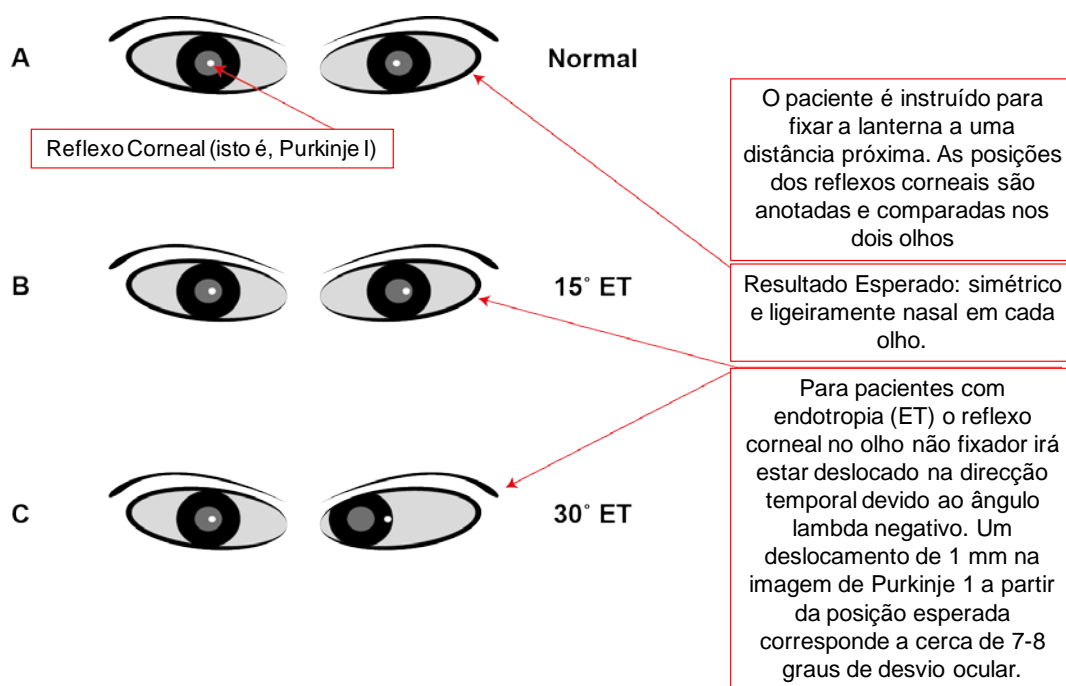


**Figura 2.6:** Acrônimo de eixos visuais e os seus ângulos correspondentes

Se o olho tivesse um verdadeiro eixo óptico, uma fonte de luz podia ser posicionada de tal forma que quando olha sobre a fonte de luz para o olho, todas as Imagens Purkinje estariam sobrepostas. Esta posição da luz teria de estar no eixo óptico, uma vez que apenas um feixe de luz que viaje ao longo do eixo óptico cruzaria todas as superfícies de refração do olho de forma perpendicular e, portanto, seria reflectida de volta ao longo do eixo óptico em cada interface (ou seja, resultando numa aparente sobreposição das imagens reflectidas). No entanto, é impossível para a posição de uma fonte de luz sobrepor todas as imagens catóptricas a qual ilustra claramente que o olho **não** tem um verdadeiro eixo óptico.

É possível posicionar uma luz para que as quatro imagens de Purkinje quase se sobreponham, mas curiosamente, a luz não irá corresponder ao ponto de fixação do sujeito e a linha da luz através das imagens não se cruza na fóvea retiniana, ou seja, o eixo visual do olho não deve coincidir com o eixo óptico aproximado do olho. Em geral, o eixo óptico é deslocado temporalmente (cerca de 5 graus) e para baixo (cerca de 1.5 graus) em relação ao eixo visual. Desde que ambos os eixos óptico e visual passem o ponto nodal, o ângulo alfa é formado entre eles no ponto nodal. Por convenção, o ângulo alfa é positivo quando o eixo visual é nasal ao eixo óptico. Se o eixo visual intercepta a córnea temporal ao eixo óptico, o ângulo alfa é negativo. O ângulo alfa deve ser tido em conta para interpretar corretamente os resultados do **teste de Hirshberg** de alinhamento interocular (uma ilustração de como o teste pode ser usado para diagnosticar o estrabismo está incluído abaixo na Figura 2.7).



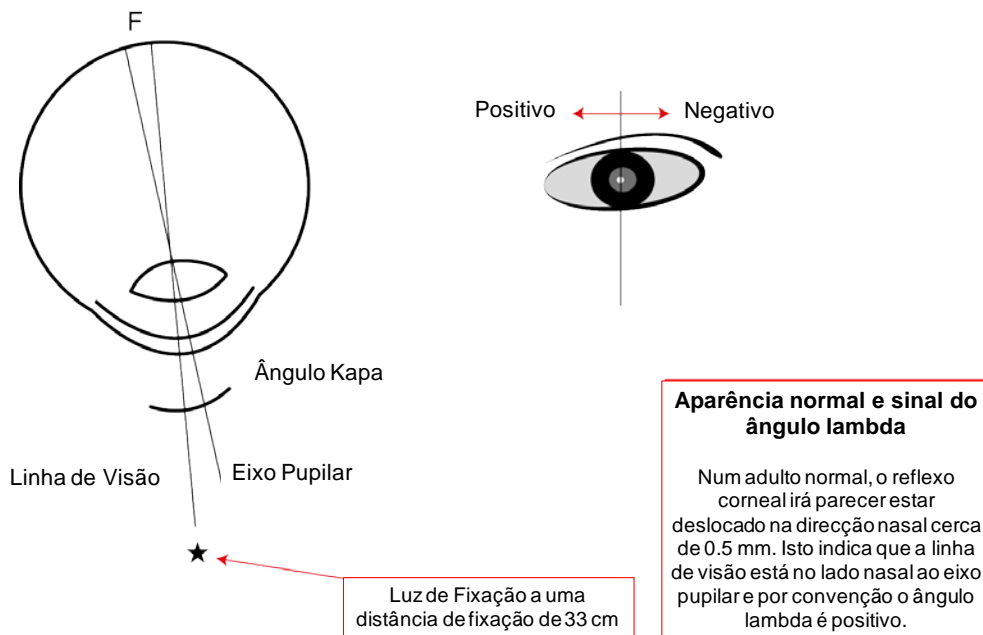


**Figura 2.7:** Teste de Hirschberg de Alinhamento Interocular

O ângulo alfa é clinicamente importante, porque fornece algumas ideias sobre as características da fixação dos pacientes. Mas, não podemos medir o ângulo alfa numa situação clínica porque não é possível localizar o ponto nodal. Para superar este problema, foram definidos dois eixos adicionais que representam as contrapartes clínicas para o eixo óptico e eixo visual. A contraparte clínica do eixo óptico é o eixo pupilar. É facilmente identificada na clínica usando imagens catóptricas. Uma fonte de luz tem simplesmente que ser posicionados de modo que a primeira imagem de Purkinje esteja centrada na pupila de entrada (ou seja, a linha da luz até ao centro da pupila de entrada deve ser perpendicular à córnea). A linha do olhar é a contraparte clínica do eixo visual. Assim, o ângulo lambda, que é formado no centro da pupila de entrada, é a contraparte clínica do ângulo alfa e o ângulo que é estimado durante Teste Hirshberg. O ângulo lambda é positivo quando a linha do olhar é nasal em relação ao eixo pupilar.

**Nota:** Em muitos textos afirma-se que o Teste de Hirshberg fornece uma estimativa do ângulo kapa. No entanto, isso não é o caso. Na verdade, o eixo visual e o eixo da pupila podem não se cruzar para formar um ângulo, uma vez que na maioria dos indivíduos o eixo visual não atravessa pelo centro da pupila de entrada. Não obstante, o termo ângulo lambda e ângulo kapa são frequentemente (mas incorretamente) usados de forma intercambiável.

A Figura 2.7 (acima) mostra onde a primeira imagem de Purkinje irá aparecer quando um paciente com fixação normal olha para uma pequena fonte de luz. Basicamente, este diagrama ilustra a óptica do teste Hirshberg. A fonte de luz, uma vez que é o ponto de fixação, cairá sobre a linha de visão do paciente que, como ilustrado, normalmente intercepta a córnea nasal ao eixo pupilar (ou seja, o paciente tem um ângulo lambda positivo). Para localizar a posição aproximada do reflexo corneal, considere um raio de uma fonte de luz que intercepta a córnea de forma perpendicular e passa através do centro de curvatura da córnea. Desde que este raio seja perpendicular à córnea, a luz deste raio que é reflectida na superfície anterior da córnea será reflectida de forma perpendicular (ou seja, volta para a fonte de luz) formando a primeira imagem de Purkinje. Logo, se está posicionado atrás da fonte de luz e a olhar para o olho do seu paciente, o reflexo corneal será localizado algures num local ao longo deste raio. A sua posição exacta depende do raio de curvatura da córnea (e, portanto, a localização do ponto focal reflector da córnea anterior) e a distância a que a fonte de luz está do paciente. Mas, para a maioria de distâncias de fixação de perto, será localizado ligeiramente à frente da córnea refletindo o ponto focal (ou seja, 1/2 o raio de curvatura). É importante notar que o centro de curvatura da córnea é atrás do centro da pupila de entrada do olho. Como consequência, a primeira imagem de Purkinje é normalmente formada no lado nasal do centro da pupila de entrada (como apresentado na Fig. 2.8). Para a maioria dos indivíduos o reflexo corneal será 0,5 mm nasal do centro da pupila.

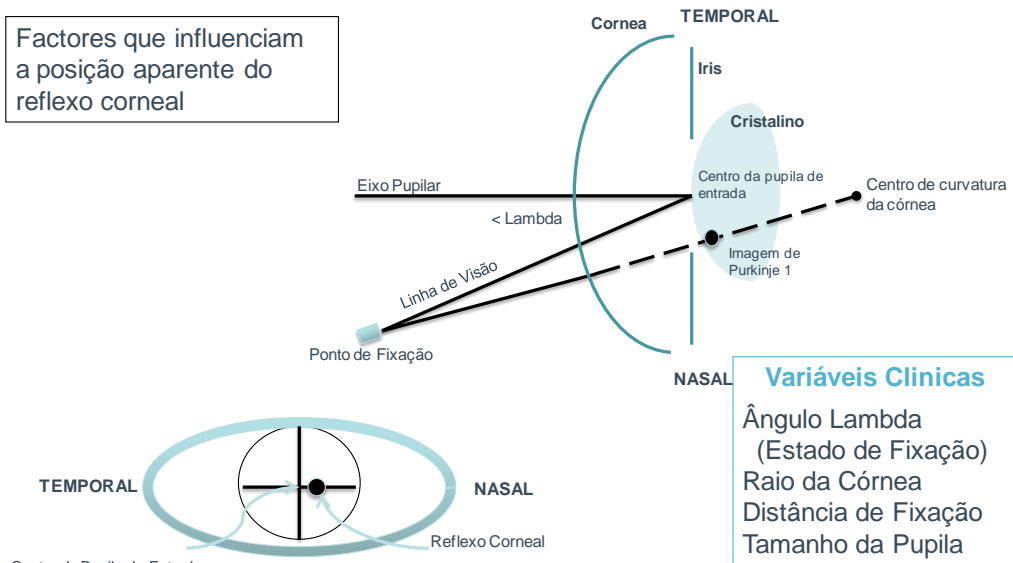


**Figura 2.8:** Aparência normal e sinal de ângulo de lambda

No exemplo acima, uma série de factores pode influenciar a posição relativa do reflexo corneal em relação ao centro da pupila de entrada (Figura 2.9). De interesse principal é o ângulo de lambda. O deslocamento do reflexo corneal do centro da pupila de entrada aumenta à medida que aumenta o ângulo de lambda em magnitude. A sua posição exacta é também influenciada por:

1. O raio de curvatura da córnea,
2. A distância de fixação e em alguns casos,
3. Tamanho da pupila

(Uma vez que a pupila pode não contrair/dilatar de forma simétrica, a posição absoluta do centro da pupila entrada pode mudar com o tamanho da pupila).



**Figura 2.9:** Factores que influenciam a posição aparente do reflexo corneal

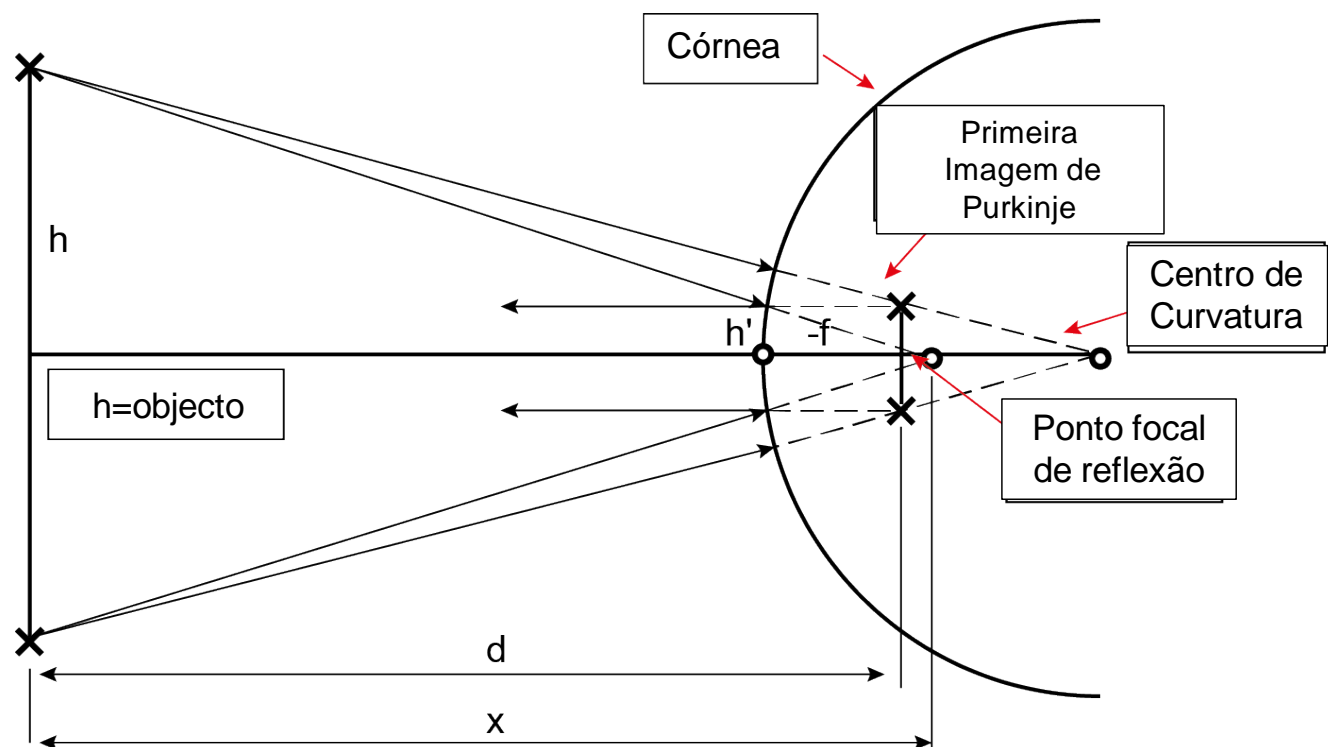
### 3. CURVATURA DA CÓRNEA: QUERATOMETRIA E TOPOGRAFIA CORNEAL

#### QUERATOMETRIA

Queratometria (Kerato = denotando a córnea; metria = medir) é a medida do raio de curvatura da superfície anterior da córnea. Frequentemente, o termo “oftalmometria” (que historicamente é o termo mais correto) é usado como um sinónimo para queratometria.

Uma vez que fisicamente não é possível medir a córnea de forma conveniente e não-invasiva (pelo menos num olho vivo), os clínicos determinam o raio de curvatura da superfície corneal anterior indiretamente. Em essência, a córnea é tratada como um espelho convexo e as suas características físicas são calculadas usando as informações obtidas a partir das imagens catóptricas formadas pela superfície anterior da córnea (Figura 2.10).

**Nota:** Imagens catóptricas são imagens formadas pela reflexão; imagens dióptricas são imagens formadas por refração.



**Figura 2.10:** Princípios de queratometria usando a primeira imagem de Purkinje

A imagem catóptrica formada por reflexão na superfície anterior da córnea é conhecida como o “reflexo corneal” ou a “primeira imagem de Purkinje”. Para medir a curvatura, os investigadores aproveitaram-se da seguinte relação: para um determinado objecto e distância do objecto, o tamanho da imagem formada por um espelho **esférico** varia com a curvatura da superfície reflectora. Uma vez que a córnea pode ser tratada como um espelho convexo, o seu raio de curvatura pode ser calculado medindo-se o tamanho da imagem refletida produzido por um objecto de tamanho conhecido. A relação entre o objecto e a imagem usada nos queratómetros para determinar o raio de curvatura derivou-se da seguinte forma (Fig. 2.11).

Deixe AB representar o objecto. A posição da imagem pode ser determinada por desenho. Um raio AC que passa pelo objecto para o centro de curvatura (C) atinge a córnea de forma perpendicular e é reflectido de volta. Um raio AF que é direccionado para o ponto focal (F; Nota: o ponto focal que representa as características reflectoras da superfície, não as características de **refracção**) atinge a córnea em M e reflete-se paralelamente ao eixo óptico (BC). A interseção das projeções destes raios representa a imagem o A que é rotulado "D". Na verdade, a imagem de AB irá ser curva (será ligeiramente côncavo em direção a C), mas podemos ignorar isso e considerar a imagem a ser perpendicular ao eixo. A imagem de B é rotulada 'E'.

Os pontos E e F são muito próximos uns dos outros e sem induzir um erro grave, podemos considerar E e F, a ser o mesmo ponto (obviamente este pressuposto torna-se mais válido à medida que a distância do objecto é aumentada). Com esta suposição, o DEM pode ser considerado um triângulo semelhante ao triângulo ABF. Portanto:

$$DE/AB = DM/BF$$

Uma vez que E e F são considerados o mesmo ponto, DM pode ser considerado como igual à distância focal do espelho (Lembre-se  $f = r/2$ ).

$$DE/AB = f/BF = r/2(BF)$$

Resolvendo para r:

$$r = \frac{2(BF)(DE)}{AB}$$

Por outras palavras:

$$r = \frac{2(\text{"objecto à distância de imagem"}) (\text{tamanho da imagem})}{\text{tamanho do objecto}}$$

Esta equação é por vezes referida como a '**fórmula do queratómetro**'.

Instrumentos clínicos (por exemplo, o Quereratometro B & L) um objecto de tamanho conhecido (as mira luminosas) é conectado a um sistema **telescópico** de foco curto que tem uma pequena profundidade de campo. observando a imagem através do telescópio, a distância BF (ou seja, o objecto à distância da imagem) e o tamanho do objecto (AB) são mantidos constantes. O queratómetro é usado para medir o tamanho da imagem (DE) e calcular o raio de curvatura. Os erros introduzidos ou assumir que  $DM = f$  e que E e F são o mesmo ponto são menos de 0.1 D. No entanto, um erro de 1.0% a distância objecto - imagem irá induzir um erro de medição de cerca de 0,8 a 0.9 D. (o que acontece se o queratómetro não foca corretamente?).

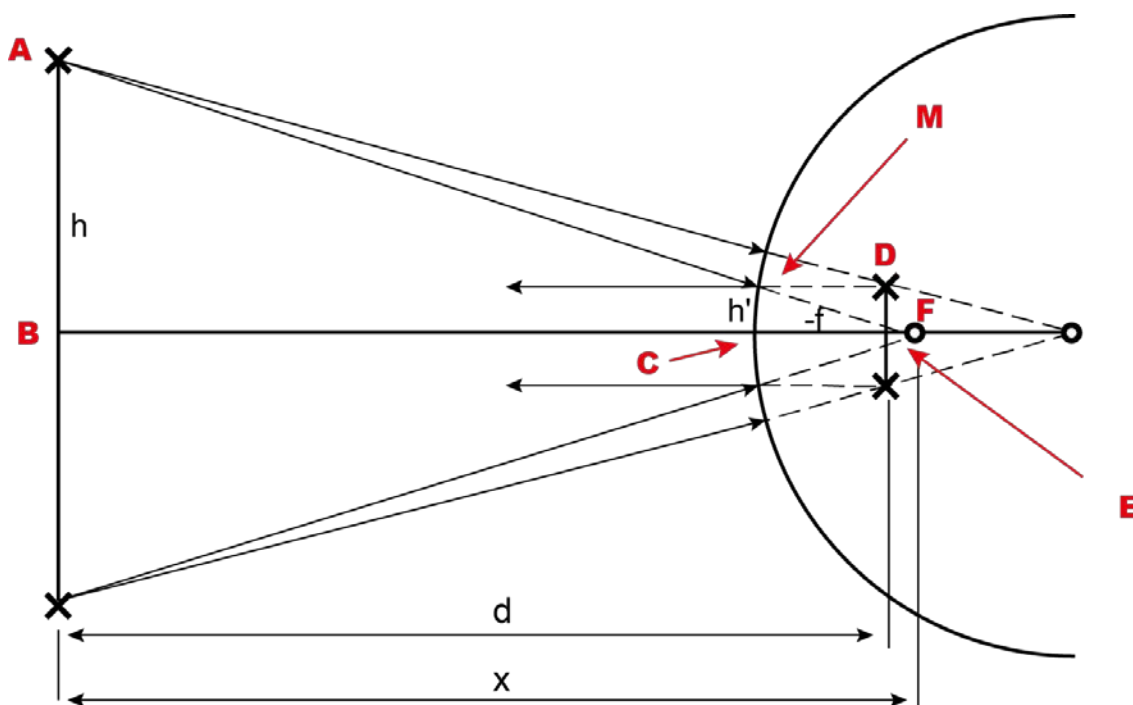


Figura 2.11: A fórmula de queratometria

## MEDIÇÃO DO TAMANHO DA IMAGEM

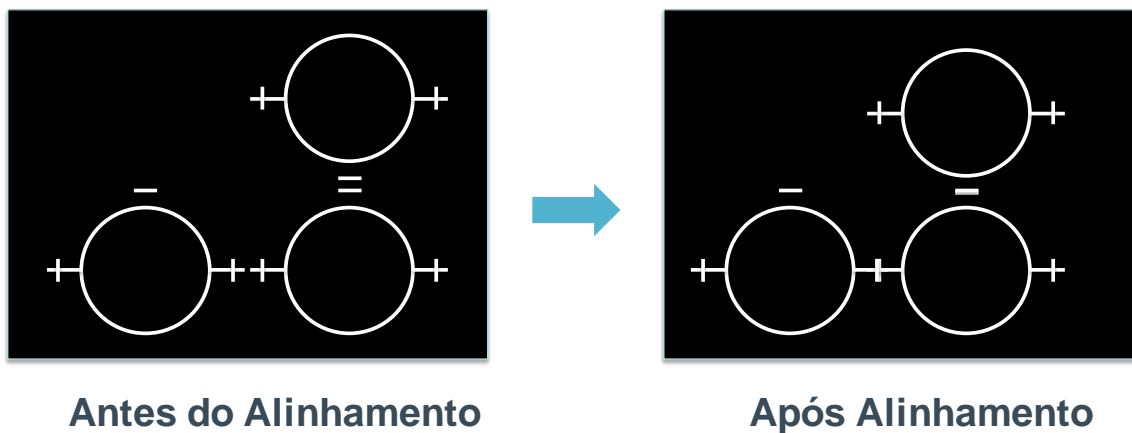
As medições directas e precisas do tamanho do reflexo corneal são difíceis, porque é impossível imobilizar voluntariamente o olho. Mesmo durante a tentativa fixação firme, o olho nunca está completamente parado [em vez disso manifesta pequenos movimentos, microsacádicos (pequenos movimentos de tipo (flick) e tremores de fixação]. Uma vez que a imagem produzida por um espelho é girada por um ângulo duas vezes o tamanho da rotação do espelho quanto a rotação do espelho, mesmo estes pequenos movimentos do olho impedem medições directas de serem precisas. Para superar esta dificuldade, cientistas da visão pediram emprestada uma ideia dos primeiros astrónomos e introduziram um dispositivo de duplicação num sistema telescópico do queratómetro. Através do dispositivo de duplicação, o observador vê duas imagens dos reflexos da córnea separados uns dos outros por uma certa distância. Com o sistema de duplicação, as imagens reflectidas ainda estão em movimento, no entanto, a separação relativa entre as imagens 'duplas' não muda enquanto se move o olho. Como resultado, o deslocamento produzido pelo dispositivo de duplicação é calibrado com precisão, então é possível ajustar o deslocamento relativo da imagem até que a imagem seja deslocada por uma quantidade equivalente ao seu diâmetro. Obviamente, sabe-se que a quantidade de deslocamento óptico que é necessário para mover uma imagem, uma distância equivalente ao seu diâmetro, na verdade mediu, o seu diâmetro.

Existem dois tipos básicos de sistemas de duplicação usados em instrumentos clínicos:

### 1. Sistemas de Duplicação Variável

Helmholtz aperfeiçoou o sistema de duplicação variável. A maioria dos queratómetros e oftalmómetros disponíveis comercialmente (por exemplo, o Queratómetro B & L) usam um tipo de sistema de duplicação variável (fabricantes diferentes produzem a duplicação de formas diferentes). Um diagrama simplificado do sistema de duplicação usado no Queratómetro B & L é ilustrado na Figura 2.12. A luz proveniente da córnea é dividida em vários feixes por aberturas na objetiva do telescópio. Posicionado por trás de uma abertura está um prisma móvel de base interna ou externa. Sem o prisma no lugar a luz que passa através de diferentes aberturas viria para um foco no mesmo plano e forma uma única imagem. O prisma desvia uma parte desta luz para formar uma segunda imagem no mesmo plano da imagem. O movimento do prisma para a frente e para trás altera o poder efectivo do prisma e, assim, aumenta ou diminui a duplicação no plano da imagem. Quando está posicionada de forma que o deslocamento seja igual ao tamanho da mira na imagem, as cruces (ou sinal de subtração), que são as extremidades da imagem, coincidirão.

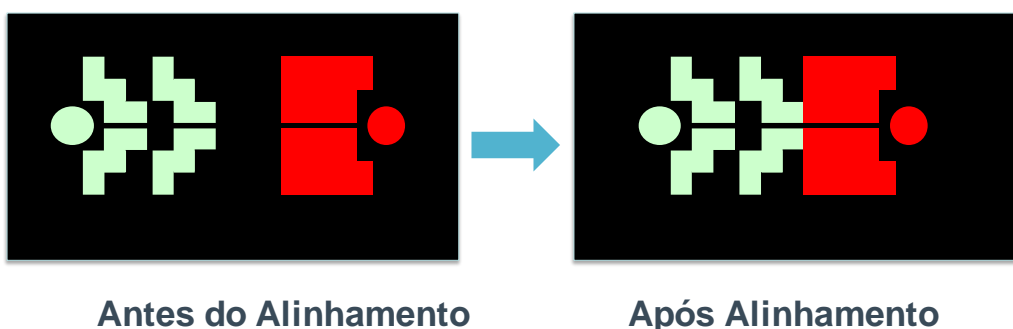
Das suas experiências com o Queratómetro B & L, sabe que quando a imagem da córnea está em foco, há três imagens. Isso é porque o queratómetro duplica a imagem em dois meridianos ao mesmo tempo. A duplicação nos dois meridianos permite medir a curvatura simultaneamente em ambos os meridianos. Instrumentos como o Queratómetro B & L que são projetados para medir os dois meridianos principais simultaneamente são instrumentos chamados 'posição única'. Muitos oftalmómetros (por exemplo, o antigo oftalmómetro A.O. e o novo Oftalmómetro da Haig-Strait) contêm um único sistema de duplicação que deve ser rodado para medir o segundo meridiano. Estes oftalmómetros são conhecidos como instrumentos de 'duas posições'.



**Figura 2.12:** Diagrama das miras do queratómetro do sistema de duplicação variável

## 2. Sistemas de Duplicação Fixos

Javal e Schiotz desenvolveram o sistema de duplicação fixo. Na maioria dos oftalmómetros (por exemplo, o Oftalmómetro Universal) que usam este sistema, a imagem é duplicada com um prisma de Wollaston. Um prisma de Wollaston consiste em dois prismas de quartzo anexados um ao outro (vértice para a base) para formar uma placa espessa. Uma vez que os prismas são cortados em diferentes direcções em relação aos eixos do cristal de quartzo, a combinação é duplamente reflectora. Como resultado, são formadas duas imagens as quais são separadas por uma quantidade fixa. Para alinhar as imagens correctamente com este tipo de sistema, é necessário variar o tamanho do objecto, ou seja, com este sistema, o tamanho da imagem e a distância do objecto mantêm-se constantes e é medido o **tamanho** do objecto necessário para produzir uma determinada imagem (ver fig. 2.13). O Oftalmómetro da Haig-Streit, um dos melhores instrumentos disponíveis hoje, emprega este tipo de sistema de duplicação. Instrumentos com sistemas de duplicação fixos são geralmente instrumentos de duas posições.



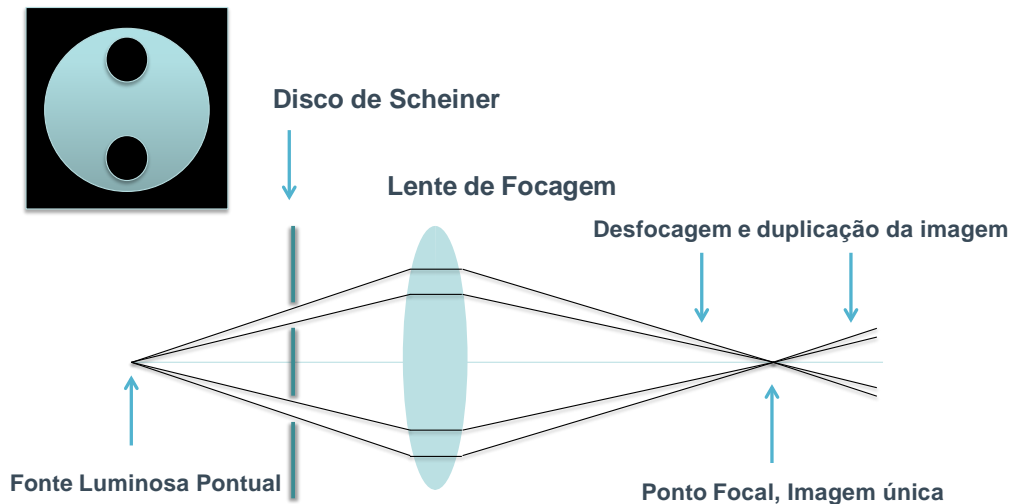
**Figura 2.13:** Miras do diagrama do oftalmómetro num sistema de duplicação fixo.

### SISTEMA DE FOCAGEM DE SCHEINER

Manter uma distância específica e constante entre objecto e imagem é fundamental para uma queratometria precisa, os fabricantes do instrumento têm empregado o sistema de focagem de Scheiner (também conhecido como um sistema de focagem por 'coincidência') para facilitar o posicionamento exacto do instrumento. A chave para um sistema de focagem de Scheiner é que o ponto de ajuste subjetivo baseia-se no facto do alvo ser único vs. duplo. Com os sistemas de focagem mais tradicionais, o observador ajusta o instrumento até que o objecto em

questão parece estar nítido. No entanto, a capacidade de detectar duplicação é melhor do que a capacidade de detectar desfocagem. Consequentemente, é capaz de focar um instrumento com mais precisão usando um sistema Scheiner.

Um sistema de focagem de Scheiner inclui um disco opaco que tem duas aberturas (um disco de Scheiner). Neste exemplo, o objecto consiste de uma fonte pontual única (pode considerar que representa um ponto único do reflexo corneal produzido pelas miras do queratómetro). A luz que sai do ponto é limitada a dois feixes de luz nos dois orifícios do disco Scheiner. Depois de passar por essas aberturas, a luz da fonte pontual encontra uma lente de focagem que converge a luz para o plano 'em foco' (Fig. 2.14).



**Figura 2.14:** Sistema de focagem com disco de Scheiner cria a duplicação da imagem fora do plano focal

**Nota:** A presença do disco Scheiner não afeta a vergência da luz ou potência efectiva da lente.

Considere como seria a imagem do ponto se colocasse um ecrã imagem no plano “focal”. Pareceria uma imagem como um único ponto. No entanto, se a imagem foi colocada muito perto ou muito longe da lente de focagem (nas posições “desfocado”), a imagem da fonte pontual consistiria de duas imagens, as quais estariam ambas ligeiramente fora de foco. Quanto mais perto a imagem está do plano 'focal' mais perto as duas imagens ficam uma da outra até formarem uma única imagem no plano “focal”. É importante perceber que o mesmo aconteceria com a imagem se a imagem fosse fixada no plano “focal” e a lente de focagem e o disco de Scheiner fossem deslocados para mais perto do ponto objecto. Supondo que a distância entre a imagem e a lente de focagem estivesse fixa, iria ver a imagem passar de uma imagem única para uma imagem dupla. Isso é análogo à forma como foca o queratómetro. Com o queratómetro B & L, o observador foca a ocular para que a mira esteja focada.

**Nota:** As miras correspondem ao ‘plano focal’ desejado dentro do queratómetro.

Em seguida, o paciente é devidamente alinhado e o queratómetro é deslocado para mais perto ou mais longe do paciente enquanto o observador vê o par de anéis inferior do lado direito. À medida que desloca o instrumento para a frente e para trás (ou seja, à medida que foca o instrumento para a frente e para trás), a separação dos anéis altera-se. Quando o instrumento está devidamente focado, a imagem das miras é formada no plano focal da ocular e serão únicas. Este é um passo muito crítico, pois estabelece a distância objecto-imagem apropriada. O sistema de focagem de Scheiner torna-o muito sensível a pequenos graus de desfocagem.

## ALVO DE MEDIÇÃO DO QUERATÓMETRO

Apesar de gostarmos de ter um instrumento que pudesse determinar a forma verdadeira da córnea, o queratómetro claramente não mede a forma verdadeira da córnea. O queratómetro simplesmente mede o tamanho da primeira imagem Purkinje. A partir desta medida é calculada a curvatura da córnea. No entanto, é importante perceber que as fórmulas que são usadas para calcular a curvatura são equações derivadas para espelhos **esféricos**. Então,



para um determinado meridiano da córnea, não importa aspecto da imagem, o queratómetro lê a curvatura de uma superfície esférica que produzirá mesmo tamanho da imagem que o da superfície corneal anterior.

Considere também que as imagens medidas com um queratómetro são produzidas por reflexões a partir de dois pontos pequenos na córnea separados por cerca de 2.5 a 3 mm; a separação exacta é dependente do raio de curvatura da córnea. A forma da córnea pode ser alterada substancialmente entre estes dois pontos, sem afectar a medição.

Estes dois últimos parágrafos salientam duas das lacunas do queratómetro:

1. As leituras obtidas com o queratómetro refletem apenas a curvatura em porções isoladas da córnea.
2. Os instrumentos são calibrados para superfícies esféricas e supõem que, ao longo de qualquer meridiano determinado a córnea também seja esférica.

### LEITURA DA POTÊNCIA CORNEAL

Os queratómetros geralmente fornecem duas medidas diferentes de curvatura da córnea, o raio de curvatura e a potência de refração em dioptrias. O raio de curvatura é de facto uma estimativa da curvatura da superfície frontal da córnea, mas curiosamente, a leitura da potência destina-se a representar a potência dióptrica líquida da córnea como um todo (ou seja, as superfícies anterior e posterior).

Como é que a potência total é derivada? Suponha que obteve uma leitura de 7.67 mm para o raio de curvatura do olho do paciente. A potência de refração da superfície frontal da córnea pode ser calculada simplesmente usando as fórmulas para as superfícies de refração esféricas simples.

$$F = \frac{n' - n}{r}$$

F = potência refractiva

n' = índice da córnea (1.376)

n = índice de ar (1.0)

r = raio da córnea (em metros)

$$F = \frac{1.376 - 1.0}{0.00767 \text{ m}}$$

$$F = + 49.00 \text{ D}$$

No entanto, a leitura da potência do Queratómetro B & L para um 7.67 mm de raio de curvatura é +44.00 D, ou seja, 5.00 D **menos** potência total que a calculada apenas para a superfície anterior. As leituras de potência mais baixas são obtidas porque os fabricantes optaram deliberadamente por um menor índice de refração para calcular a potência a compensar para o facto de que a superfície posterior da córnea ter uma potência refractiva negativa baixa. O índice de refração, usado para fazer estes cálculos para o queratómetro B & L é 1.3375 (outros instrumentos comerciais usam um índice de 1.336).

### POTÊNCIA REFRACTIVA DA CÓRNEA

Principalmente porque a maior alteração no índice de refração ocorre na interface ar-córnea, a córnea contribui mais para a potência total de refração do olho do que qualquer outra superfície de refração (Figura 2.15).



### Cálculos de potência Total para a córnea 'Média'

Assuma:

Raio anterior da córnea =  $R_a = 7.8 \text{ mm}$

Raio posterior da córnea =  $R_p = 6.8 \text{ mm}$

Índice de Refracção Corneal =  $N_c = 1.376$

Índice de Refracção do Humor Aquoso =  $N_a = 1.336$

Espessura da córnea =  $0.5 \text{ mm}$

**Nota:** O raio de curvatura da córnea posterior é mais curvo do que para a superfície anterior.

Potência da superfície anterior:

$$F_A = \frac{1.376 - 1.0}{0.0078 \text{ m}} = +48.2 \text{ D}$$

Potência da superfície posterior:

$$F_p = \frac{1.336 - 1.376}{0.0068 \text{ m}} = -5.88 \text{ D}$$

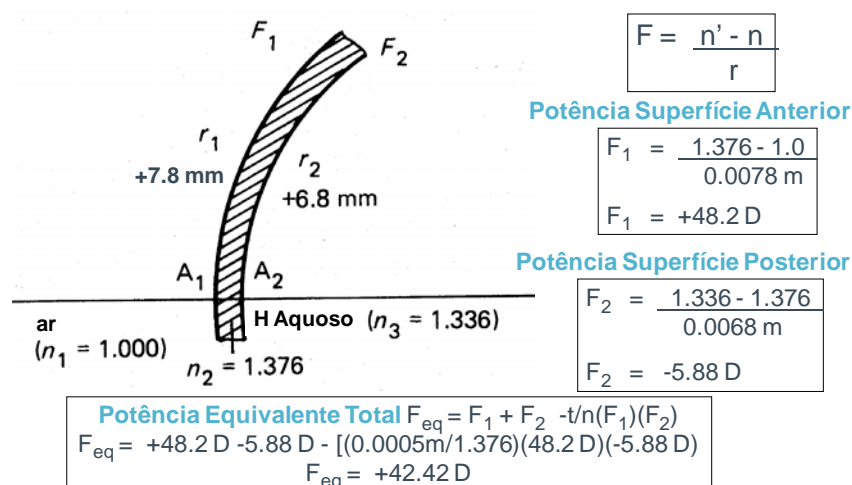
Potência Total Equivalente da Córnea:

$$F_{eq} = F_A + F_P - t/n (F_A)(F_P)$$

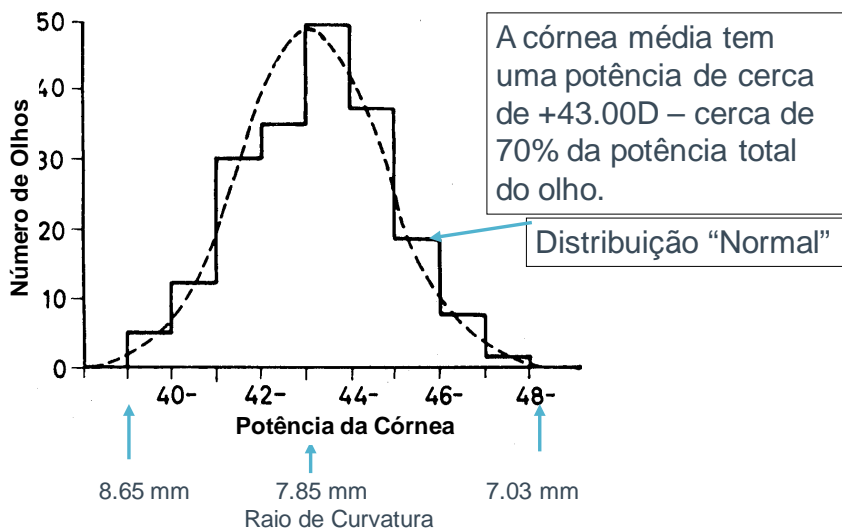
$$F_{eq} = 48.2 \text{ D} - 5.88 \text{ D} - [(0.0005 \text{ m}/1.376)(48.2 \text{ D})(-5.88 \text{ D})]$$

$$F_{eq} = +42.42 \text{ D}$$

A potência total do olho não acomodado é aproximadamente +60 D. Uma vez que a córnea contribui 60-70% da potência total, é fácil entender por que certas patologias da córnea ou defeitos podem ter um efeito devastador sobre estado refrativo do olho e da visão em geral.



**Figura 2.15:** Cálculo da potência total da córnea



**Figura 2.16:** Distribuição de potência corneal em jovens adultos

**Nota:** Deve ser óbvio que luz é refractada na verdade pelo filme lacrimal antes de atingir a própria córnea. Quando este facto é considerado, deve-se usar o índice de refração do filme lacrimal, em vez do da própria córnea ao calcular a potência refractiva da superfície anterior da córnea? O índice de refração do filme lacrimal é geralmente considerado como sendo cerca de 1.336 o que é muito parecido com os índices de refração assumidos por vários fabricantes de instrumentos para calcular a potência corneal. Alguns textos têm argumentado que é por isso que os fabricantes seleccionaram um índice de refração artificialmente baixo para calcular a potência corneal. No entanto, a correspondência entre o índice assumido usado para calcular a potência corneal e o índice de refração das lágrimas é simplesmente fortuita. Deve-se considerar que o filme lacrimal tem uma espessura uniforme. Portanto, como uma entidade separada, realmente não contribui para potência refractiva da córnea. O filme lacrimal pode ser removido da córnea sem afectar a potência total da córnea (ver abaixo).

Agora, ao mesmo tempo, deve ser tido em mente que quando o filme lacrimal está sobre a córnea, a maior quantidade de refração ocorre realmente na superfície lacrimal. No entanto, porque a córnea está atrás da lágrima, a interface entre a superfície posterior do filme lacrimal e a córnea terá um efeito refractivo positivo adicional.

**Nota:** No ar, a parte posterior da superfície do filme lacrimal teria uma potência negativa equivalente à potência positiva da superfície frontal do filme lacrimal. Por outras palavras, no ar, o filme lacrimal por si só teria essencialmente potência refractiva nula, mas no olho as superfícies anterior e posterior do filme lacrimal têm um efeito refractivo positivo.

Como resultado, se usou o índice de refração do filme lacrimal (e o raio de curvatura do filme lacrimal medido com um queratómetro) para calcular a potência refractiva da face anterior da córnea, irá subestimar a potência refractiva da combinação filme lacrimal-córnea anterior.

Qual é a contribuição do filme lacrimal, por si só, para a potência dióptrica total do olho?

Assumir o seguinte:

Raio anterior da córnea = 7.8 mm  
Índice de refração (córnea) = 1.376  
Índice de refração (lágrima) = 1.336  
Espessura da camada de lágrima = 10 micrómetros (0.00001 m)

Para responder à pergunta, determinaremos a posição da imagem de uma fonte distante formada por refração na superfície anterior da córnea, **com e sem** o filme lacrimal.

### Com lágrima:

Potência do filme lacrimal anterior:

$$F_{(\text{lágrima})} = \frac{1.336 - 1.0}{0.0078 \text{ m}} = +43.0769 \text{ D}$$

Imagem formada pelo filme lacrimal anterior:

$$l'_{(\text{lágrima})} = n'/L' = \frac{1.336}{+43.0769 \text{ D}} = 0.0310143$$

Vergência da luz na interface lágrima-córnea:

$$L = n/l = \frac{1.336}{0.0310043 \text{ m}} = +43.090797 \text{ D}$$

Potência na interface lágrima-córnea:

$$F_{(\text{córnea ant})} = \frac{1.376 - 1.336}{0.0078 \text{ m}} = +5.1282051 \text{ D}$$

Vergência de luz ao deixar a interface lágrima-córnea:

$$L' = L + F = 43.090797 + 5.1282051 = +48.219002 \text{ D}$$

Posição da imagem final depois de deixar a interface lágrima-córnea:

$$l' = \frac{1.376}{48.219} = 0.0285365 \text{ m}$$

ou seja, a imagem é formada 2.85465 cm após incidir na lágrima.

### Sem lágrima:

Potência da interface ar-córnea:

$$F = \frac{1.376 - 1.0}{0.0078 \text{ m}} = +48.205128 \text{ D}$$

Posição da imagem final depois de deixar a interface ar-córnea:

$$l' = \frac{1.376}{48.205128 \text{ D}} = 0.0285447 \text{ m}$$

ou seja, a imagem é formada 2,85447 cm depois de alcançar a córnea. Portanto, a diferença de planos de imagem com e sem o filme lacrimal é apenas 0,000182 cm.

## Conclusões

1. O filme lacrimal, porque é uniformemente espesso, não contribui para a potência dióptrica total do olho.
2. A refração no olho normal ocorre primeiro no filme lacrimal. No entanto, remover o filme lacrimal não (pelo menos de um ponto dióptrico) irá alterar o estado refrativo do olho.

Inclui a discussão acima para ilustrar a contribuição da lágrima na potência refractiva e enfatizar que as leituras da potência obtidas pelos queratómetro destinam-se a representar a potência refractiva **total** da córnea, quer das superfícies anterior e posterior. Como discutiremos mais tarde, a superfície posterior da córnea tem realmente um efeito refractivo negativo.

## PRECISÃO DAS LEITURAS DO QUERATÓMETRO

A precisão do queratómetro é limitada por um número de factores de potencial confusão incluindo muitas variáveis do sujeito e do observador (por exemplo, variações na posição da cabeça ou na direcção de fixação; flutuações na acomodação do observador). Mas como qualquer dispositivo óptico, a precisão do queratómetro, mesmo sob condições ideais é limitada pela difração. Teoricamente, o queratómetro não pode fornecer leituras, mesmo em esferas de aço, com uma precisão maior do que  $\pm 0.2$  m. Quando os factores humanos são incluídos, o grau de repetibilidade piora.

Por exemplo, um estudo em que o observador fez medições em esferas de aço, reportou que o intervalo de variabilidade foi 0.37 D para medições horizontais (ou seja,  $\pm 0.19$  D a partir da média) e 0.75 D para medições verticais  $\pm 0.37$  D). É bastante provável que as medições de curvatura corneal num ambiente clínico sejam ainda mais variáveis.

## USO CLÍNICO DO QUERATÓMETRO

Quando foi desenvolvido, o queratómetro teve um impacto maior em situações clínicas do que acontece hoje, principalmente porque o seu uso chamou a atenção para a alta prevalência de astigmatismo na população em geral. Infelizmente, o instrumento mede apenas o astigmatismo existente na superfície corneal anterior. Uma quantidade substancial de dados clínicos demonstrou conclusivamente que o astigmatismo medido com o queratómetro muitas vezes difere em quantidade e eixo daquele determinado subjectivamente. As correções astigmáticas determinadas subjectivamente e através do queratómetro estão de acordo em apenas cerca de 40% dos casos. No entanto, em geral, quanto maior a quantidade de toricidade corneal, maior é a concordância. As diferenças entre o cilindro do queratómetro e o cilindro subjectivo são atribuídas principalmente a:

1. Astigmatismo lenticular e
2. Curvatura da superfície posterior da córnea

Mesmo quando os achados queratométricos são modificados para compensar o astigmatismo interno “médio” e efectividade da lente (isto é, regra de Javal), os querátómetros fornecem apenas uma aproximação da correção cilíndrica final.

Devido às diferenças entre o astigmatismo subjectivo e queratométrico, o queratómetro não é tão útil em refrações clínicas de rotina como é em alguns casos especiais. O queratómetro é particularmente útil em:

1. Determinar a curva base adequada para as lentes de contacto (no entanto, com as lentes de contacto mais recentes de uso extensivo, lentes de contacto hidrófilas, o seu papel na adaptação de lentes de contacto e avaliação está mudado)
2. Detecção e monitorização de patologia corneal (por exemplo, queratocone)
3. Tentar explicar baixas acuidades visuais (miras distorcidas por exemplo, podem indicar o astigmatismo irregular ou anormal)

4. Determinar a natureza de um erro refractivo (ou seja, o erro refractivo é axial ou refractivo por natureza?)
5. Examinar pacientes difíceis numa refração subjetiva típica (ou seja, é uma técnica objetiva que pode ser usada em quase qualquer paciente).

Também deve ser mantido em mente que, embora os achados queratométricos nem sempre sejam essenciais para determinar a correção oftálmica apropriada, eles são uma parte essencial dos dados de base para todos os pacientes.

## MEDIÇÕES DE CONTORNO CORNEAL

Os querátômetros usados de forma convencional apenas estimam a curvatura para a parte central da córnea. No entanto, é desejável saber a forma de toda a córnea (ou seja, a **topografia** da córnea) por várias razões. Em primeiro lugar, as características de adaptação de lentes de contacto geralmente dependem da relação entre a periferia da lente e o contorno corneal periférico. Em segundo lugar, conhecimento exacto da forma corneal é necessária para entender e realizar a cirurgia queratorefractiva. Consequentemente, foi desenvolvido um número de técnicas para avaliar a curvatura em áreas maiores da córnea. (Fig. 2.17).

### QUERATOMETRIA PERIFÉRICA

Tem havido várias tentativas de usar o querátometro para medir o contorno corneal, no entanto, estas medidas podem no máximo ser consideradas como aproximações. Para determinar o contorno da córnea com um querátometro, é associado ao instrumento um dispositivo para criar um alvo de fixação móvel. São feitas uma série de medições enquanto o paciente fixa pontos que são descentrados numa quantidade conhecida do eixo óptico do querátometro. A precisão deste método é severamente limitada por duas das principais limitações do querátometro referidas anteriormente. A córnea periférica não é esférica e a curvatura muda tão rapidamente na periferia que separações relativamente grandes entre as áreas da córnea que reflectem a luz das miras causam erros de medição invulgarmente grandes. Felizmente para medições da córnea central, esse valor corresponde razoavelmente bem à curvatura no ápice corneal. No entanto, para a córnea periférica esse erro faz a periferia próxima parecer mais plana do que realmente é e a mudança na curvatura na periferia anormalmente grande.

### QUERATOMETRIA COM MIRAS PEQUENAS

Para reduzir o erro produzido por medidas obtidas a partir de pontos da córnea amplamente separados, os investigadores têm reduzido o tamanho das miras do querátometro. Por exemplo, Mandell alterou um querátometro para que as áreas medidas da córnea fossem separadas por apenas 1.0 mm. Esta modificação aumenta a validade da queratometria periférica. No entanto, a obtenção de medições suficientes para fornecer informações úteis sobre a forma da córnea é muito demorado e como resultado geralmente não é clinicamente viável.

### DISCO PLÁCIDO

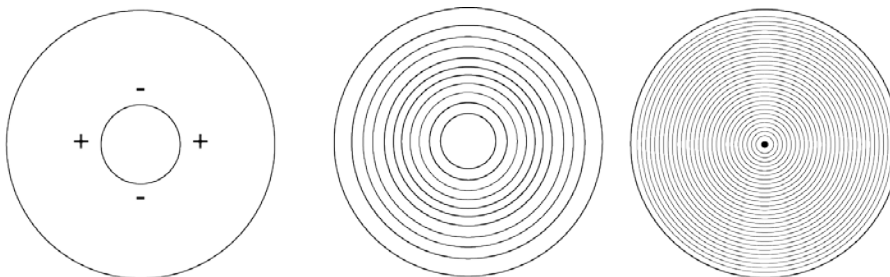
O **disco Plácido** ou o **disco de queratoscopia** pode ser usado para avaliar qualitativamente a forma da córnea. O disco de Plácido é simplesmente uma série de círculos concêntricos iluminados que são projectados sobre a córnea. O reflexo corneal produzido pelo alvo é geralmente visto através de uma lente positiva mais elevada posicionada na frente de uma abertura no centro do disco. A lente positiva define uma distância relativamente fixa e oferece uma ampliação positiva. O disco de Plácido padrão projecta ao longo de cerca de 7 mm da córnea e é geralmente usado para avaliar qualitativamente irregularidades corneais causadas por queratoplastia defeituosa, queratocones ou cicatrizes corneais. Em indivíduos com uma córnea saudável e uma baixa quantidade de toricidade corneal (< 3.0 para 4.0 D), a imagem refletida terá anéis concêntricos, suaves e basicamente de forma circular. Em indivíduos com cilindros corneais altos, os anéis refletidos serão elípticos, tornando-se alongados ao longo do meridiano de menor curvatura.

Por si só, o disco Plácido é, na melhor das hipóteses, um dispositivo de rastreio. Mas desde que foi introduzido, o padrão de disco Plácido básico tem sido usado em conjunto com uma série de outras técnicas de medição. A mais importante destas técnicas é a **fotoqueratoscopia**.

### FOTOQUERATOSCOPIA (OU VIDEOQUERATOSCOPIA)

A Fotoqueratoscopia é um método relativamente antigo (primeiro usado por Gullstrand em 1896) para medir o contorno da córnea e como o nome indica envolve fotografar a primeira imagem de Purkinje. O princípio usado na fotoqueratoscopia é o mesmo que a queratometria. Envolve medir o tamanho da imagem refletida produzido por um objecto de tamanho conhecido e matematicamente derivar a curvatura corneal usando fórmulas para espelhos. Um disco de Plácido grande é geralmente empregue como objecto. Portanto, uma das vantagens da fotoqueratoscopia sobre a queratometria é que pode ser obtida uma estimativa de curvatura da córnea num grande número de posições diferentes em toda a córnea. A área total da córnea que é medida depende do tamanho e forma do objecto. Embora alguns investigadores tenham relatado que a fotoqueratoscopia tem uma precisão maior do que o queratómetro, há um número importante de fontes de erro. Primeiro, é difícil derivar um esquema matemático para obter a verdadeira forma da córnea. Portanto, assim como na queratometria, os fabricantes fazem a suposição de que a córnea ou é esférica ou que se assemelha a outras secções cónicas (por exemplo, uma elipse). Inicialmente, um dos maiores problemas na fotoqueratoscopia foi a estabilidade do filme usado para produzir a fotoqueratografia.

Como resultado das diferenças na diminuição de tamanho do filme durante o desenvolvimento, medições em esferas de aço de raio conhecido revelaram uma variabilidade considerável. Foi relatado que as medições de raio de curvatura são apenas precisas em  $\pm 0.2$  mm. No entanto, os videoqueratoscópios comerciais empregam câmaras de vídeo CCD para digitalizar a imagem das miras reflectidas da córnea. Com esta tecnologia, os dados de imagem não são distorcidos por um processo fotográfico e, mais importante, estão imediatamente disponíveis para manipulações matemáticas e apresentação gráfica melhorada em computador.



Queratómetro Bausch & Lomb

Kera Corneascoper

Sistema de Modelação Corneal

**Figura 2.17:** Exemplos das miras usadas como objectos em queratómetros e videoqueratoscópios. Disco Plácido ou queratoscópico é uma série de círculos concêntricos iluminados que são projectados sobre a córnea.

### OUTRAS TÉCNICAS DE MEDIÇÃO

#### Medições de Modelo

Este procedimento consiste em ajustar de um modelo de curvatura conhecido quer a uma fotografia ampliada da córnea tirada de uma posição lateral ou uma impressão sólida ou molde da córnea. A precisão deste método é muito baixa, porque em geral é muito difícil adaptar modelos para arcos pequenos. É necessário ajustar pequenos arcos, porque a curvatura da córnea muda continuamente. Em geral, os modelos podem estimar a curvatura com uma precisão de 2.0 D.

#### Estereofotogrametria

Com este procedimento, a córnea é anestesiada, coberto com pó de talco e é fotografado de duas direcções diferentes simultaneamente, usando uma câmara estereoscópica (semelhante às utilizadas em fotografia aérea).

São possíveis medidas muito precisas da altura relativa, no entanto, a precisão das estimativas de curvatura é muito menor.

## TOPOGRAFIA CORNEAL

### DESCRIÇÃO QUALITATIVA

A córnea como um todo não é esférica. Tem uma forma irregular e complexa que não pode ser descrita em termos geométricos simples (ou seja, não pode ser representado por uma secção cônica). A figura 2.18 resume a terminologia usada frequentemente para descrever a forma da córnea. Foi consistentemente demonstrado que a córnea normal torna-se progressivamente mais plana na periferia (ou seja, forma prolata; factor da forma 'positivo') (Figura 2.19). Como resultado, a córnea é normalmente considerada como sendo composta por 3 zonas separadas, uma zona central, ótica ou apical (por vezes referida como a “tampa” da córnea), uma zona periférica e uma zona limbar. Mas, não existe nenhum esquema universalmente aceite. A terminologia usada frequentemente por cirurgiões corneais para descrever as regiões topográficas anatómicas da córnea incluem 4 zonas, uma zona óptica central e 3 zonas anulares concêntricas (zonas periféricas, paracentrais e limbar (Fig. 2.20 e 2.21).

#### Configuração corneal

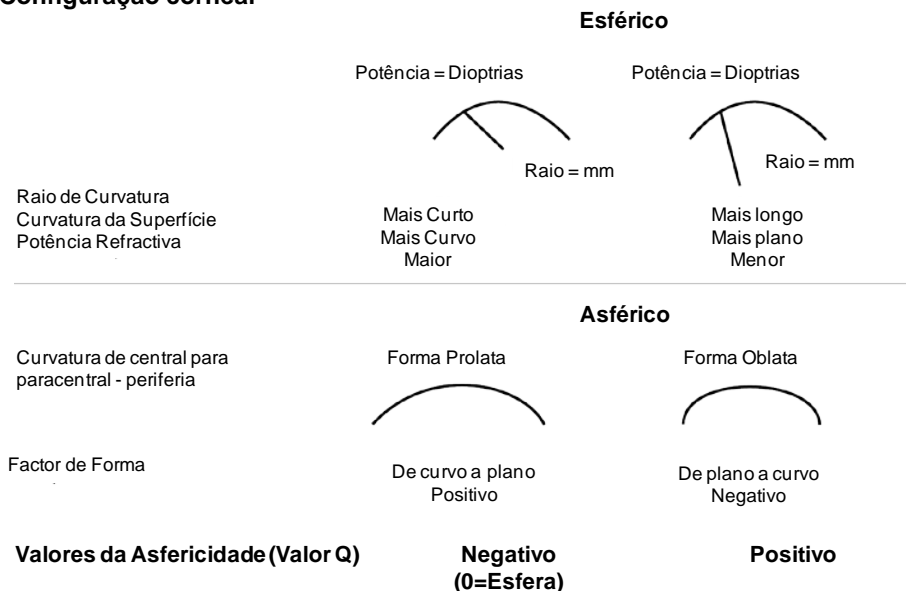


Figura 2.18: Terminologia utilizada para descrever a forma da córnea

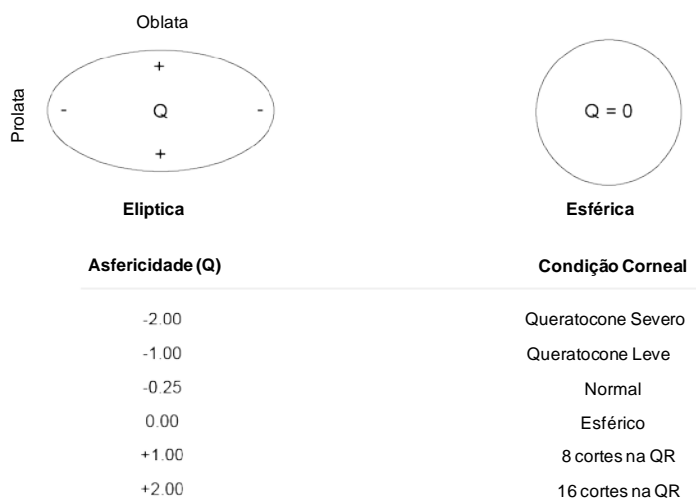


Figura 2.19: Valores da asfericidade podem ser usados para descrever a forma da córnea, que é tipicamente prolata, mais plana na periferia



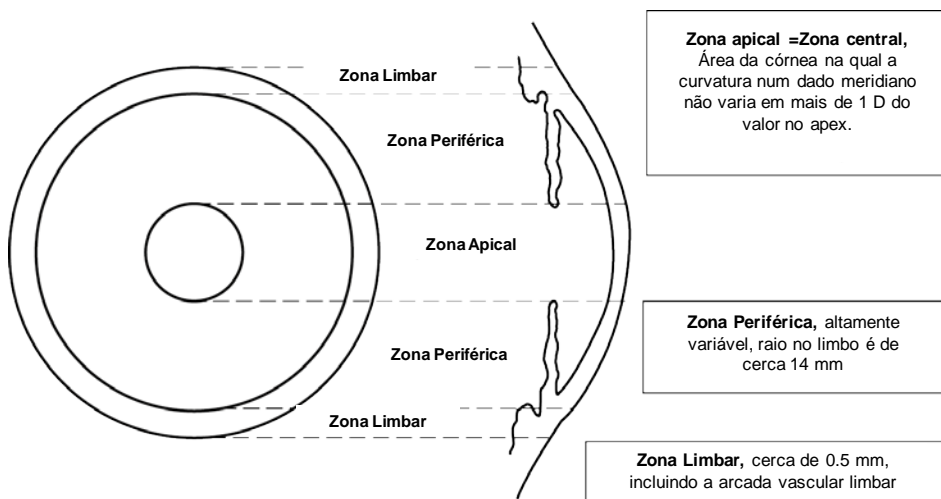


Figura 2.20: Zonas da córnea

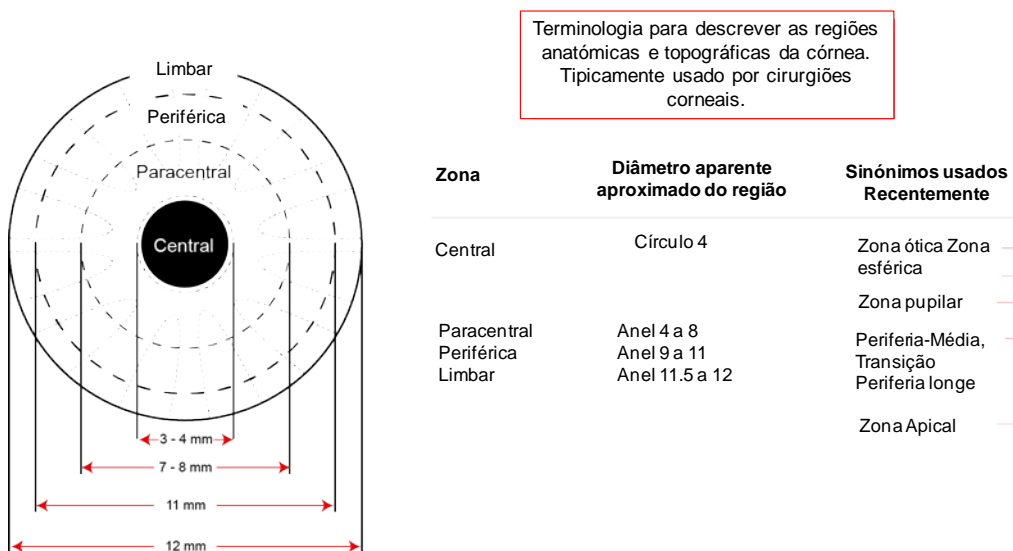
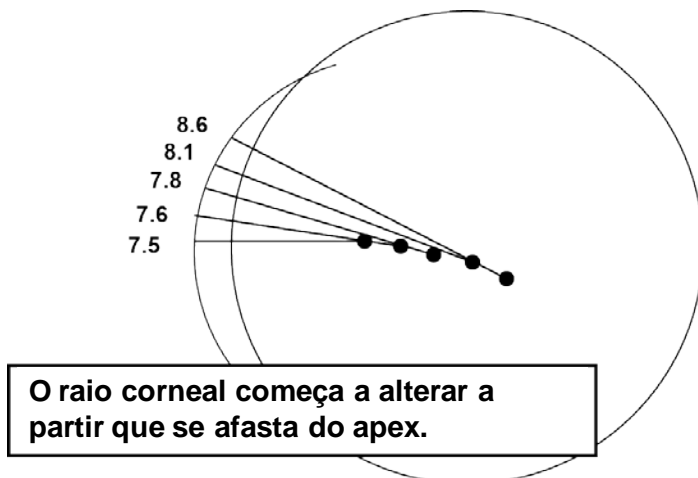


Figura 2.21: Terminologia para a forma da córnea normalmente usada por cirurgiões de oftalmologia

## ZONA APICAL

Classicamente, a zona ótica foi definida como a área da córnea, através da qual a curvatura num determinado meridiano não varia por mais do que 1.0 D relativamente ao valor no ápice (ou seja, o ponto de maior curvatura). A zona central da córnea é geralmente considerada como tendo cerca de 4 mm de diâmetro (faixa de 3 a 6 mm). Tradicionalmente, a curvatura em qualquer meridiano da córnea tem sido considerada para ser aproximadamente esférica dentro da zona ótica, no entanto, as referências mais recentes descrevem a zona ótica como sendo elíptica. A zona central da córnea ou zona de raio de curvatura constante na verdade tem uma variação de raio mais lenta do que a periferia da córnea (Figura 2.22).

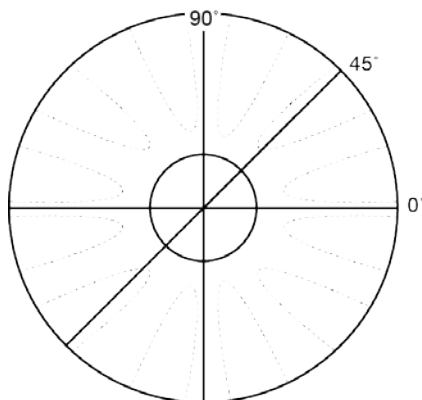




**Figura 2.22:** O raio de curvatura da zona central da córnea na verdade muda quanto se move a partir do ápice da córnea

A posição exata da “tampa” da córnea (ou ápice) com relação ao centro geométrico da córnea varia consideravelmente entre indivíduos. A maioria das referências afirma que o ápice da córnea é deslocado para baixo e temporalmente em relação ao centro geométrico da córnea. Mas mais importante, o ápice da córnea geralmente não coincide com o polo oftalmométrico (o ponto sobre a córnea que durante os procedimentos de alinhamento normais é seccionado pelo eixo óptico do queratômetro). Ao avaliar o astigmatismo refrativo do olho, idealmente gostaria de alinhar o queratômetro com a linha de visão do paciente. (A interseção entre a linha de visão e a córnea é às vezes referida como o 'centro visual' da córnea.) No entanto, com instrumentos tradicionais, há uma pequena discrepância entre o centro de visão e o polo oftalmométrico. Mas mesmo que alinhe o instrumento com a linha de visão, a posição do ápice normalmente não corresponderia ao eixo óptico do queratômetro. Um estudo recente da posição do ápice em relação à linha de visão relata que, para os 1000 olhos estudados, o ápice estava deslocado na direção temporal em 63% dos indivíduos, no sentido nasal em 16% dos indivíduos, e estava no meridiano vertical em aproximadamente 21% dos indivíduos. Em relação ao meridiano horizontal, o ápice estava simetricamente distribuído em relação ao meridiano horizontal. Em geral, as magnitudes destes deslocamentos são pequenas para que a zona óptica esteja sempre posicionada em frente à pupila. Em cerca de 50-60% da população normal, o ápice da córnea está dentro de 0.5 mm do centro de visão. No entanto, o deslocamento do ápice em relação ao polo oftalmométrico na maioria dos indivíduos tem implicações importantes para a queratometria. Desde que o ápice da córnea esteja deslocado, as miras do queratômetro não serão posicionadas simetricamente sobre o ápice da córnea.

A zona central da córnea é tipicamente tórica, ou seja, a curvatura varia sistematicamente de um meridiano para outro. Na maioria dos jovens adultos o meridiano horizontal da córnea é o mais plano e o meridiano vertical é o mais curvo, uma condição conhecida como astigmatismo corneal “a favor-da-regra”. O astigmatismo corneal pode ser irregular, ou seja, os meridianos de maior e menor potência não estão orientados a 90° um do outro. Na verdade, para a maioria dos olhos, a melhor descrição da forma da córnea é obtida usando 4 “semi-meridianos” ao invés de 2 meridianos principais. Os semi meridianos vão do limbo e encontram-se no ápice da córnea, mas não se dispõem de forma perpendicular. A figura 2.23A e 2.23B compara o conceito de semi-meridianos com os dos meridianos cilíndricos tradicionais (nota os meridianos abrangem o diâmetro da córnea de limbo a limbo enquanto semi-meridianos abrangem a distância entre o ápice e ao limbo). Mas felizmente, para a maioria dos olhos os meridianos principais ou os 4 semi-meridianos são essencialmente perpendiculares ou pelo menos podem ser considerados perpendiculares. O meridiano horizontal relativamente plano, apresentado pela maioria dos jovens adultos pensa-se ser o resultado da pressão exercida sobre a córnea pelas pálpebras. Se as pálpebras estão retraídas, tem sido observado que há uma mudança na direção do astigmatismo contra-a-regra que resulta de um aumento do meridiano horizontal. Esta observação sugere que a pressão das pálpebras contribui para a alta prevalência de astigmatismo corneal a favor-da-regra.



### MERIDIANOS CORNEAIS

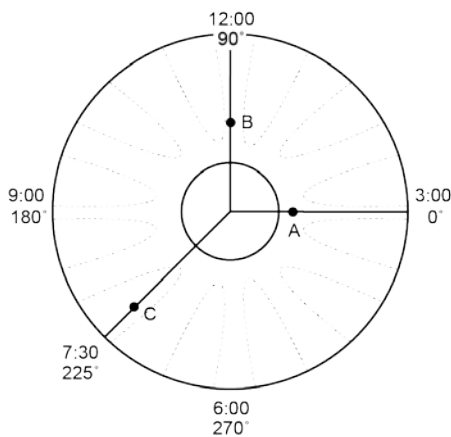
Direcção da potência refractiva na córnea:  
Meridianos e eixos de 0° a 180°

**Meridiano:** Arco ao longo da córnea de limbo a limbo no qual é medida a potência corneal

**Eixo:** Orientação da lente cilíndrica onde não existe potência refractiva

Exemplos de três potências em meridianos ou eixos cilíndricos:

**Figura 2.23a:** Os meridianos da córnea e semi-meridianos



### SEMI-MERIDIANOS CORNEAIS

Localizações na córnea: Semimeridianos de 0° a 360° ou da 1:00 hora às 12:00 horas mais a distância do centro da córnea.

Exemplos de localizações de pontos em três semi-meridianos

**Semi-meridiano = Centro da córnea ao limbo**

**Figura 2.23b:** Os meridianos da córnea e semi meridianos

O raio de curvatura do ápice da córnea para o indivíduo 'médio' é 7.8 mm e o intervalo de valores da população normal estende-se desde cerca de 7.0 a 8.7 mm (cerca de 39.00 até 48.00 D).

## ZONA PERIFÉRICA (INTERMÉDIA)

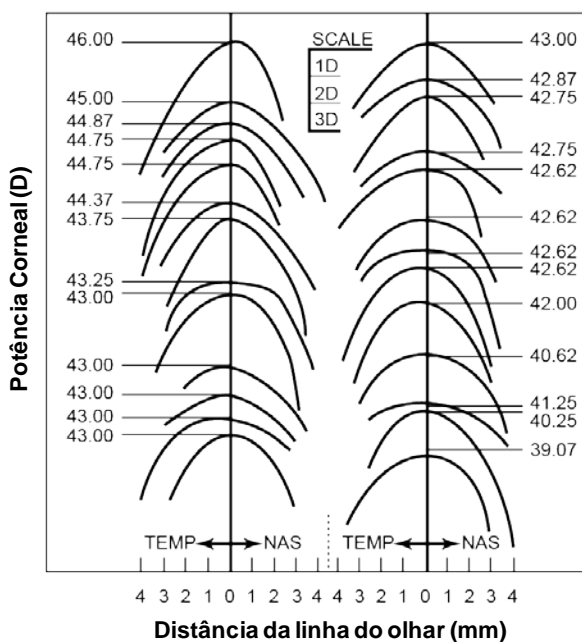
A zona periférica está entre a zona central da córnea e da zona de limbar. A forma da zona periférica é altamente variável. Em geral, acredita-se que a córnea tende a ser mais plana no lado nasal ao ápice do que no lado temporal. O raio de curvatura da córnea no limbo é cerca de 14 mm. A zona periférica é particularmente importante aquando a adaptação de lentes de contacto porque é a área da córnea que suporta a maior área do contacto com a lente.

## ZONA LIMBAR

A junção entre a córnea e a esclera é a zona limbar. Uma vez que a córnea tem uma curvatura mais acentuada do que a esclera, é formado um sulco aparente na intersecção entre a córnea e a esclera. A zona de limbar tem cerca de 0.5 mm de largura e normalmente inclui a arcada vascular limbar. Para o indivíduo médio, o diâmetro da córnea é aproximadamente 12 mm no meridiano vertical e 13,6 mm no meridiano horizontal. A zona limbar é importante porque os procedimentos cirúrgicos e/ou patologias envolvendo esta região podem ter efeitos dramáticos sobre a forma da córnea.

## DESCRIÇÃO MATEMÁTICA

Vale ressaltar que a divisão da córnea numa zona periférica e óptica é altamente artificial. Por exemplo, num estudo, Mandell reportou que apenas 5 dos 26 indivíduos apresentou uma região da córnea que era remotamente semelhante à zona central da córnea (ver Fig. 2.24). Para a maioria dos indivíduos, a curvatura diminui de forma relativamente regular a partir do ápice até limbo. E se tentasse descrever a forma da córnea em termos de uma expressão matemática simples, a que mais se aproxima é uma elipse. De acordo com Mandell, a parte óptica central da córnea adapta-se a uma curva elíptica ao longo de qualquer meridiano. No entanto, existem desvios à forma de uma elipse na periferia, onde a córnea aplanar a um ritmo mais rápido do que uma elipse.



Valores de Potência para o meridiano horizontal medidos por queratometria de miras pequenas.

A divisão da córnea nas zonas óptica e periférica é muito artificial. Alguns indivíduos têm regiões da córnea que se assemelham a uma zona central

Cada córnea tem um perfil único.

**Figura 2.24:** Perfis da potência da córnea de 26 indivíduos (Mandell)

## DESCRIÇÕES PONTO A PONTO

As descrições mais informativas e precisas do contorno corneal são fornecidos pelas representações ponto a ponto que consistem de uma matriz de valores de potência ou raio corneais medidos em várias posições em toda a córnea (ver Figura 2.25). Os videoqueratoscópios podem fornecer medidas do raio instantâneo em literalmente milhares de posições em toda a córnea. Um problema com esta técnica é que é difícil levar em conta todas as informações de uma só vez, ou seja, é difícil ter uma ideia do contorno da córnea simplesmente a partir de uma matriz de números. A estratégia de apresentação que é utilizada pela maioria dos instrumentos disponíveis comercialmente para superar essa dificuldade é semelhante a um mapa de contorno geográfico. Áreas adjacentes da córnea que têm potências semelhantes são conectadas por cores comuns para formar mapas de potência iso-refractiva, ou seja, mapas de contorno da potência corneal, que fornecem uma imagem geral da forma da córnea.

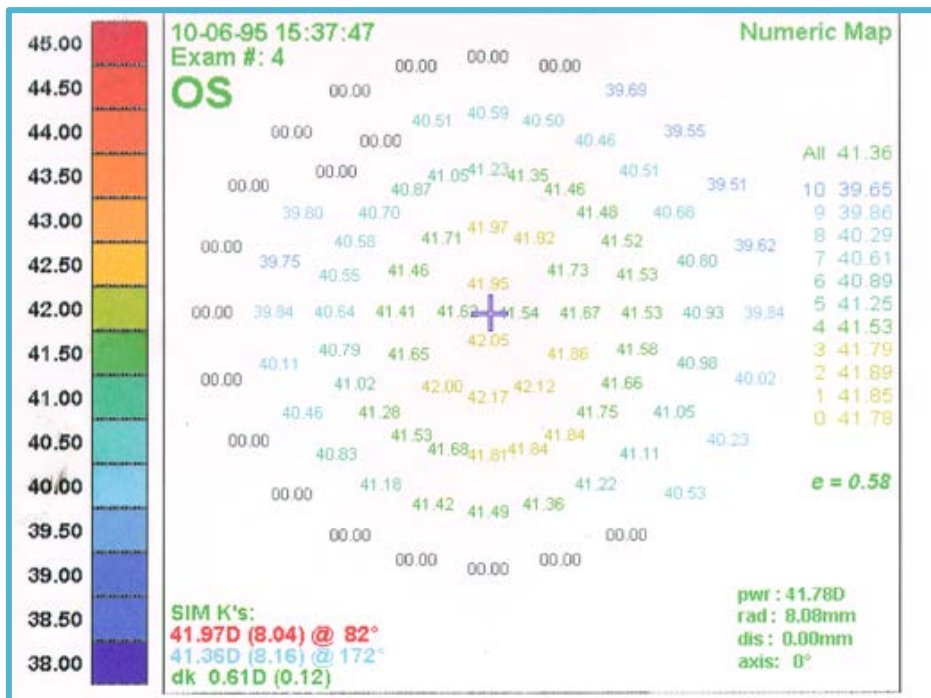


Figura 2.25: Representação ponto a ponto: uma matriz de leituras de potências corneais exibidas no mapa da córnea

Porque a forma da superfície é o princípio determinante da óptica da córnea, uma forma lógica de mapear as córneas é apresentar a elevação relativa de cada ponto da superfície em relação a uma superfície de referência. Referências planas são más porque dão pouco relevo a alterações na forma que são opticamente significativas e perdem-se na profundidade sagital global da córnea que é muito maior. Portanto, geralmente são mapeados em relação a uma esfera de referência ou elipsóide (Figura 2.26).

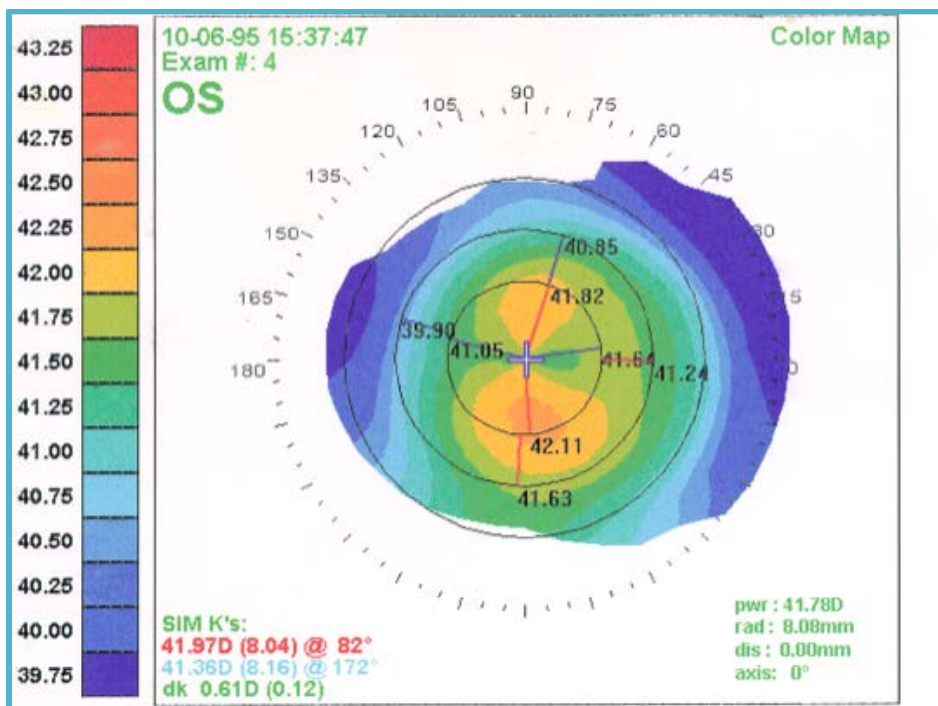
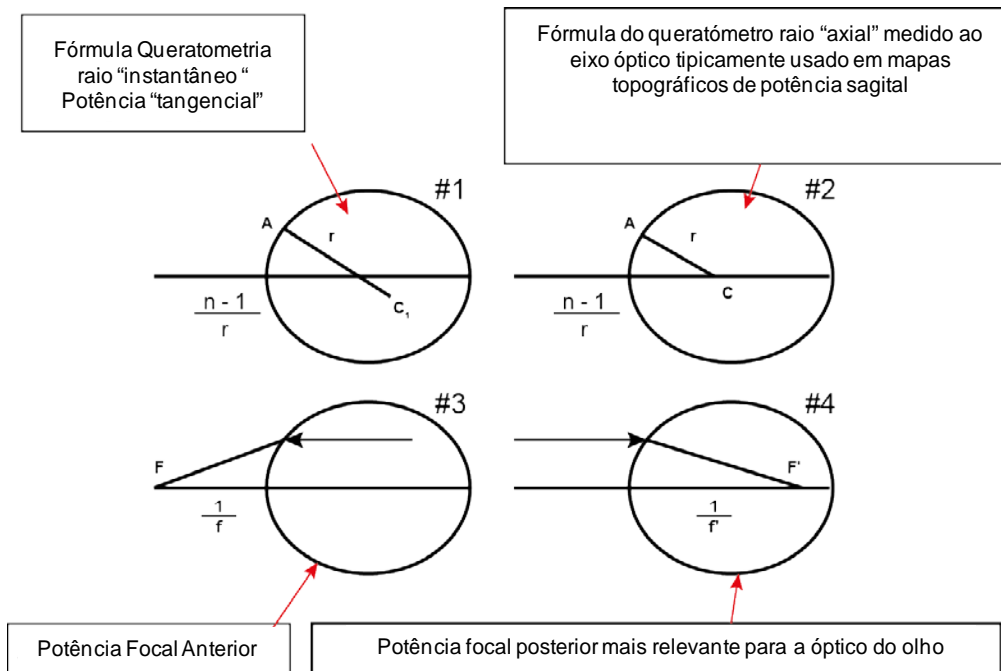


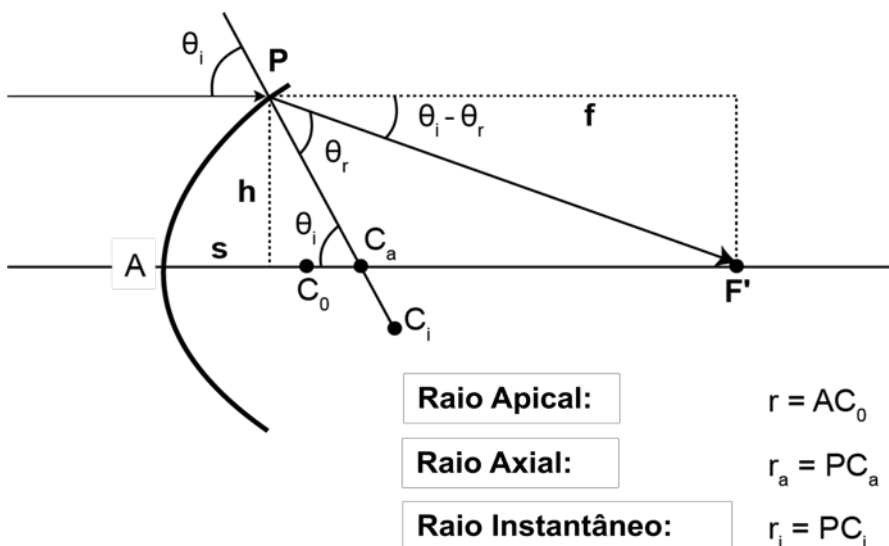
Figura 2.26a: Mapa de cor mostrando o contorno corneal

Para analisar os mapas de cor de potências, é importante entender as diferentes formas nas quais a geometria da superfície pode ser expressa em dioptrias. Em mapas topográficos, o raio medido pelo queratômetro pressupõe um centro de curvatura no eixo óptico, isto é por vezes designado de raio sagital. Assumindo que o centro de curvatura está no eixo óptico das superfícies esféricas é bom para pontos perto do ápice da córnea, mas origina erros significativos na periferia para superfícies não-esféricas. Infelizmente, o raio axial foi a primeira forma padrão de representar a potência da córnea. Por comparação, o raio instantâneo reflecte a verdadeira forma da superfície da córnea. Este é por vezes designado de raio tangencial ou raio meridional (veja a Figura 2.27).



**Figura 2.27:** Quatro definições diferentes da potência da córnea e o que elas representam.

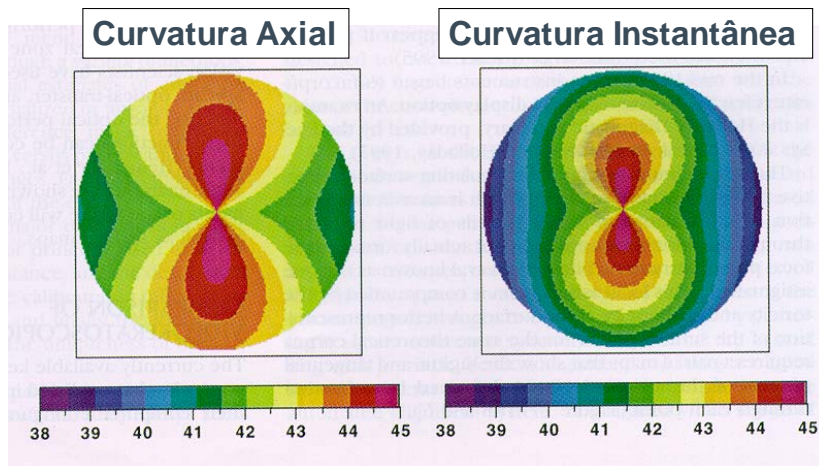
Mapas de potência refractiva por traçado de raios fornecem uma maneira melhor para calcular a potência refractiva de pontos através da córnea inteira. Basicamente usa a lei de Snell para calcular a ângulo de refração, o ponto focal local é determinado pela posição onde o raio cruza o eixo óptico (ver Figura 2.28).



**Figura 2.28:** Mapas de potência refractiva por traçado de raios fornece uma maneira melhor para calcular a potência refractiva de pontos através da córnea inteira

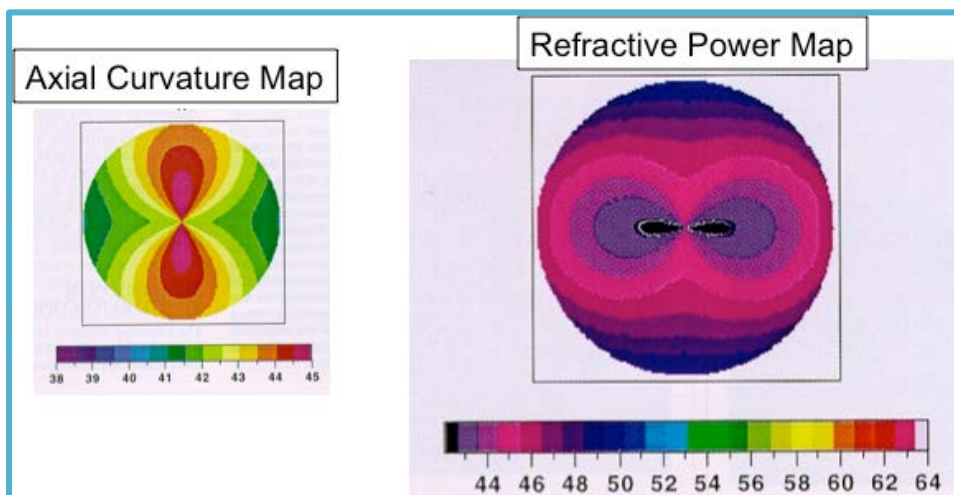


Figura 2.29 fornece uma comparação de mapas de força axial e tangencial para a mesma córnea. Ambos os mapas têm os mesmos valores apicais e mostram uma diminuição em dioptrias do centro para a periferia, indicando um contorno aplainando. Uma diferença importante entre mapas axiais e instantâneos é que mapas instantâneos mostram uma maior diminuição em valores dióptricos do centro para a periferia. Ambos os mapas baseiam-se na óptica paraxial, onde os raios de luz incidentes são quase normais para a córnea e, portanto, a potência da córnea é diretamente proporcional ao inverso do raio. Na córnea periférica, o ângulo de incidência dos raios paralelos distantes podem ser bastante oblíquos, ou seja, estes mapas dióptricos não estimam corretamente a superfície da potência refractiva excepto perto do ápice.



**Figura 2.29a:** Comparação de mapas de potência axial e instantânea para a mesma córnea

Note que em comparação com os mapas de curvatura dióptrica da mesma córnea, os mapas de traçado de raios são muito diferentes (ver Figura 2.31). O padrão de laço está agora orientado horizontalmente e, apesar dos valores apicais serem os mesmos, os mapas de traçado de raios mostram um aumento em valores dióptricos do centro para a periferia. Este aumento significativo da potência ocorre porque os raios periféricos intersectam a córnea com aumento crescente dos ângulos de incidência. Isto representa a aberração esférica da córnea, um fenómeno periférico não associado à óptica paraxial. Os mapas de traçado de raios ignoram o astigmatismo oblíquo.



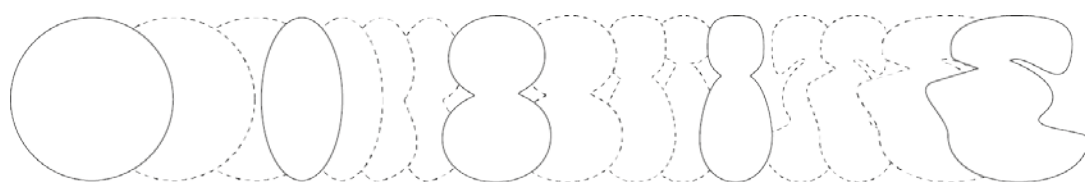
**Figura 2.30:** Comparação de um mapa de curvatura axial e mapa de potência refractiva por traçado de raios da mesma córnea

Resumo dos mapas topográficos de contorno:

- Mapas de elevação da superfície podem ser particularmente úteis para a monitorização de anomalias superficiais, cirurgia refractiva e ajustes da lente de contacto personalizada.
- Mapas de curvatura dióptrica são mais familiares e apresentam alterações no contorno local de forma efectiva... portanto, úteis na forma de monitorização.

- Mapas instantâneos são mais sensíveis a mudanças subtis que os mapas de curvatura axial, mas eles também são mais sujeitos a dados ruidosos.
- Mapas de curvatura dióptrica não são mapas de potência refractiva. Mapas de curvatura dióptrica mostram a curvatura local não a potência de refração verdadeira.
- Mapas de traçado de raios apresentam certos efeitos ópticos não visíveis em qualquer outro mapa, por exemplo, a aberração esférica.

Mesmo com mapas de contorno é difícil de resumir a forma da córnea de forma simples e breve. Recentemente, os investigadores introduziram esquemas de categorização qualitativa para ajudar a identificar e caracterizar a variabilidade da topografia corneal normal. Num estudo de 399 córneas normais, Waring e seus colegas desenvolveram um esquema de classificação de 5 categorias para a topografia corneal obtida a partir de mapas topográficos codificados por cores. Os 5 padrões, que provavelmente representam pontos ao longo de uma série continua, estão ilustrados na Figura 2.31. Todas as córneas da amostra de Waring eram mais curvas na zona central e mais planas perifericamente e foram encontradas as seguintes proporções separadas em cada categoria: *redondo*, 22.6%; *oval*, 20.8%; *laço-simétrico*, 17,5%; *laço-assimétrico*, 32,1%; e *irregular*, 7.1%. Como se poderia esperar de simples inspeção dos padrões, as córneas ovais e redondas demonstram menos astigmatismo queratométrico do que as córneas em laço. No entanto, não houve diferenças de grupo em termos de erros refractivos equivalentes esféricos, potência queratométrica média ou idade do sujeito.



Redondo

Oval

Laço Simétrico

Laço Assimétrico

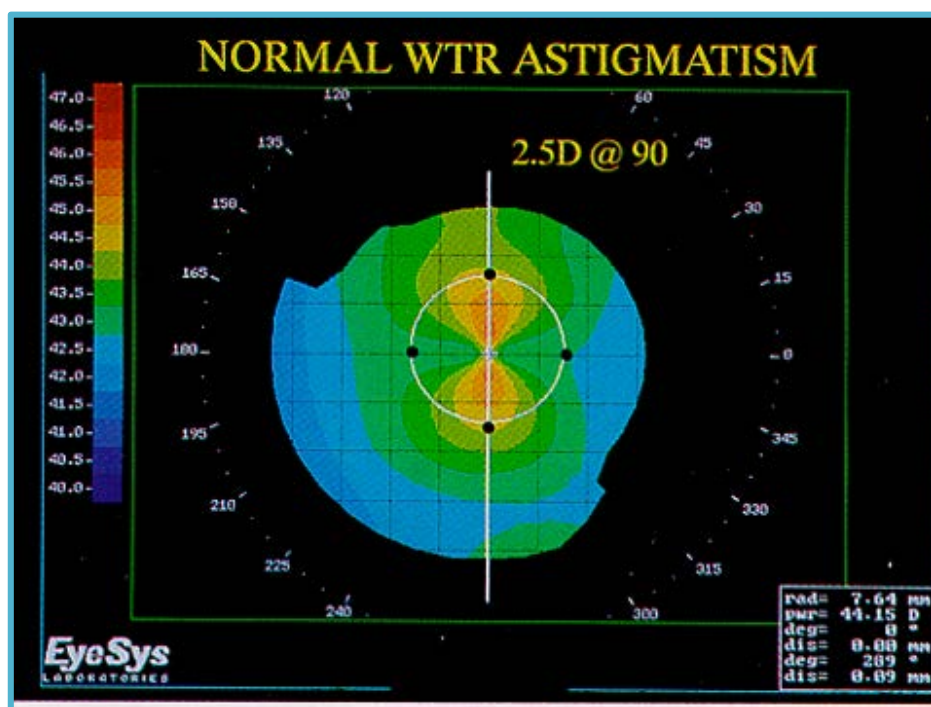
Não Classificável

**Figura 2.31:** Waring et al descreveram cinco padrões básicos de topografia corneal, provavelmente parte de uma série contínua e rotularam-nos como 'redondo, oval, laço simétrico, laço assimétrico e irregular'

Padrão Videoqueratográfico**	Astigmatismo Queratométrico (D)		Astigmatismo Refractivo (D)	
	(Média ± DP)	% ≥ 1.00D	(Média ± DP)	% ≥ 1.00D
Redondo	0.47 ± 0.34	10%	0.28 ± 0.39	8%
Oval	0.57 ± 0.30	20%	0.26 ± 0.41	7%
Laço-simétrico	1.40 ± 0.98	73%	1.00 ± 1.20	43%
Laço-assimétrico	0.89 ± 0.70	41%	0.47 ± 0.78	19%
Irregular	0.64 ± 0.53	27%	0.53 ± 0.51	27%

### Astigmatismo simétrico:

A queratometria convencional descreve a forma com precisão. Nota: a orientação da imagem-espelho dos meridianos astigmáticos é uma ocorrência comum que pode ser claramente demonstrada com fotoqueratoscópios (ver Figuras 2.32 e 2.33).



**Figura 2.32:** Simétrica, astigmatismo a favor-da-regra



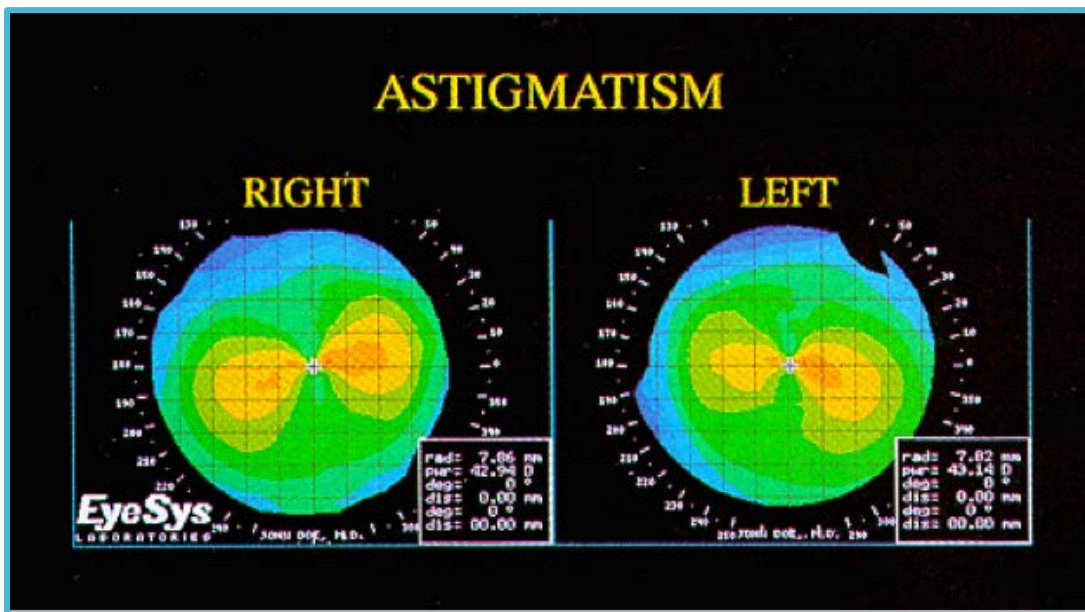


Figura 2.33: Astigmatismo simétrico mostrando espelhamento do eixo aos olhos esquerdo e direito

#### Astigmatismo assimétrico:

Topografia corneal, muitas vezes, fornece dados que não são aparentes na queratometria, mesmo quando as queratometrias fornecem uma boa estimativa da magnitude do cilindro. Por exemplo, podem existir diferentes graus de curvatura nos semi-meridianos superior e inferior (Figura 2.34). Esta informação sobre as alterações de potência assimétrica podem ser fundamentais para o desenvolvimento de um plano cirúrgico para corrigir o erro refractivo do paciente. Esta informação pode também ser crítica na tentativa de corrigir opticamente indivíduos após cirurgia corneal. A topografia corneal pode ser usada para explicar as discrepâncias aparentes entre as medições queratométricas de astigmatismo modificado cirurgicamente e a acuidade visual pós-operatória.

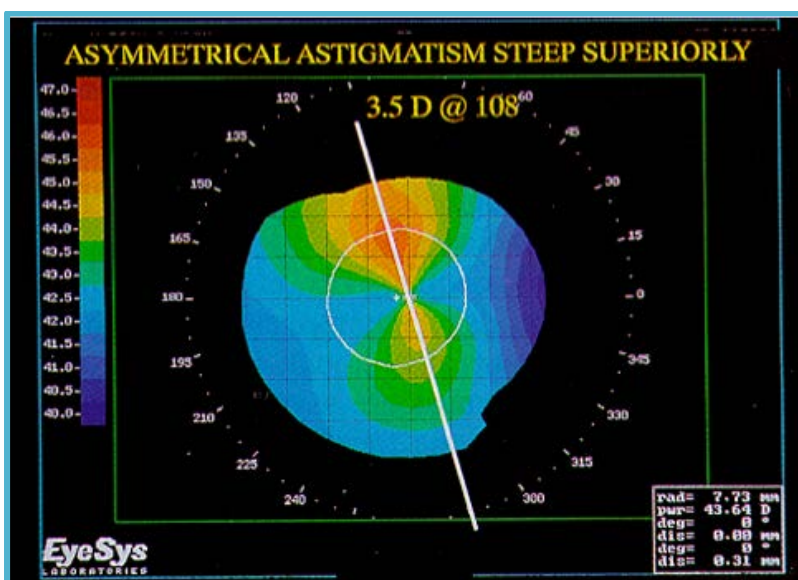


Figura 2.34: Astigmatismo assimétrico, mostrando uma córnea superior mais curva

Enquanto a queratometria convencional muitas vezes fornece uma descrição exacta do astigmatismo presente numa córnea, não descreve a assimetria que pode ser detectada com um videotopografo. Com o queratómetro, a quantidade e o eixo do astigmatismo baseia-se no pressuposto de que a córnea é simétrica. Para algumas córneas no entanto, isto é enganoso quando a verdadeira topografia não mostra nenhum astigmatismo real como na Figura 2.35 e 2.36.

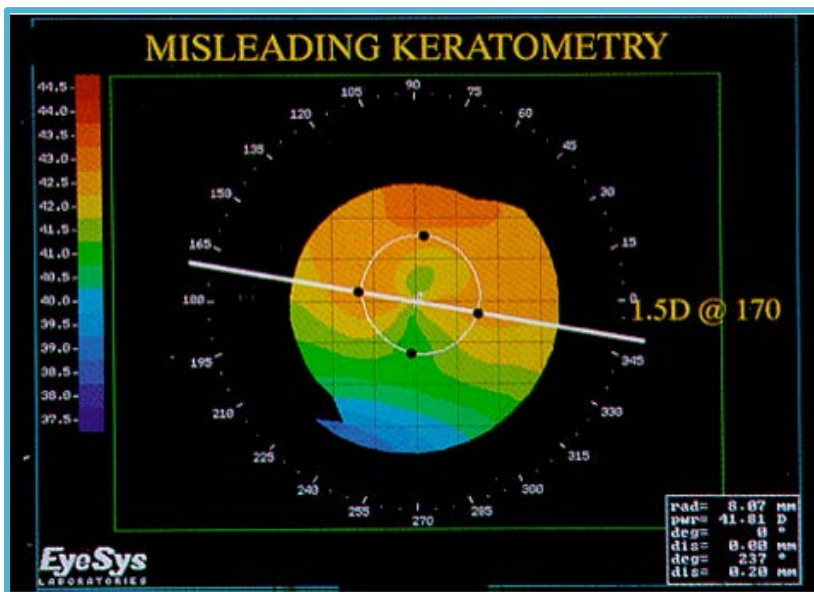


Figura 2.35: Astigmatismo assimétrico

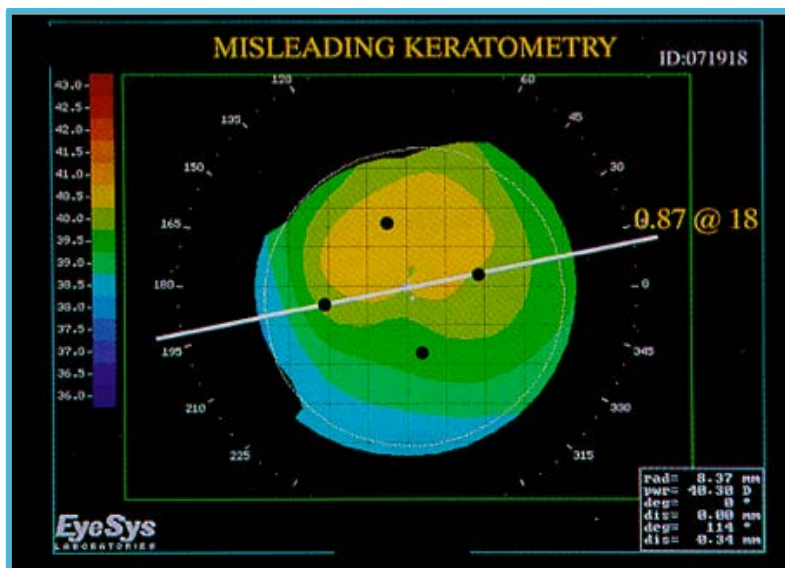


Figura 2.36: A topografia por vídeo revela que o astigmatismo queratométrico (indicada pela linha branca) não é astigmatismo verdadeiro.

## 4. CURVATURA DAS SUPERFÍCIES DO CRISTALINO: OFTALMOFACOMETRIA

### DETERMINAÇÃO DAS CURVATURAS E POSIÇÕES DAS SUPERFÍCIES INTERNAS

A fim de determinar o verdadeiro raio de curvatura de uma superfície de refração interna devem ser medidos, a **posição aparente** e o **raio de curvatura aparente** (ou seja, deve determinar a esfera' equivalente'). Desta forma pode calcular o verdadeiro raio.

#### RAIO APARENTE

Um princípio utilizado para determinar o raio de curvatura aparente de uma dada superfície refractiva envolve medir a primeira imagem Purkinje e compará-la com o tamanho da imagem Purkinje produzido pela superfície em questão. Por exemplo, para determinar o raio de curvatura da superfície anterior do cristalino, o tamanho da primeira imagem Purkinje produzido por um determinado objecto seria comparado ao tamanho da terceira imagem Purkinje produzida pelo mesmo objecto. Esta comparação permitiria calcular o raio aparente da superfície anterior do cristalino, porque, para um objecto distante, o tamanho da imagem formada pela reflexão numa superfície esférica é directamente proporcional ao raio da curvatura. Portanto, os tamanhos relativos da primeira e terceira imagens Purkinje são directamente proporcionais aos raios de curvatura **aparentes** da superfície corneal anterior e superfície anterior do cristalino, respectivamente. Logo, se os tamanhos da primeira e terceira imagem de Purkinje são conhecidos e o raio de curvatura **verdadeiro** para a superfície anterior da córnea podem ser medido (o raio corneal anterior aparente é o verdadeiro raio uma vez que a luz refletida da superfície anterior não é refratada posteriormente), o raio aparente da superfície anterior da lente pode ser calculado usando a seguinte relação:

$$\frac{\text{Raio Aparente (cristalino anterior)}}{\text{Raio Verdadeiro (córnea anterior)}} = \frac{\text{Tamanho aparent da 3ª imagem de Purkinje}}{\text{Tamanho da 1ª Imagem de Purkinje}}$$

A relação do tamanho de qualquer imagem de Purkinje com o tamanho da primeira imagem de Purkinje é proporcional ao rácio entre o raio de curvatura aparente da superfície em questão e o raio de curvatura aparente da superfície corneal anterior.

#### POSIÇÕES APARENTES

O método do Tscherning de oftalmofacometria é geralmente usado para determinar o raio aparente e a posição aparente da superfície refractiva interna. A seguinte descrição de como o oftalmofacómetro de Tscherning pode ser usado para determinar a posição aparente da superfície anterior do cristalino está incluída para ilustrar as dificuldades inerentes a estas medidas indirectas.

O oftalmofacómetro do Tscherning consiste num telescópio de observação e 2 pares de fontes de luz móveis montadas num perímetro de arco graduado. Para medir a posição aparente da superfície anterior da lente (ou seja, a profundidade da câmara anterior), é posicionada uma fonte de luz num dos lados do eixo óptico do olho do sujeito e o telescópio é posicionado no lado oposto. Ambos são posicionados de forma que o eixo óptico do olho bisseccione o ângulo entre a lâmpada e o telescópio. (**Nota:** A córnea é assumida como sendo infinitamente fina, ou seja, uma superfície refractiva esférica simples com o seu centro de curvatura em C. Esta é uma suposição razoável porque as posições calculadas dos principais planos da córnea são ambas muito próximas da superfície corneal anterior.) O telescópio está focado na terceira imagem de Purkinje produzida pela fonte de luz #1. Um par de fontes de luz (#2) orientado verticalmente é então deslocado no arco até as primeiras imagens de Purkinje produzidas por essas fontes são alinhados com a terceira Imagem Purkinje produzida pela fonte de luz #1. B' é a posição aparente da superfície anterior da lente e a distância AB' (a profundidade da câmara anterior aparente) é a distância a que deve ser calculado.

Considere o triângulo XB'C.

$$\frac{B'C}{CX} = \frac{\sin(\theta)}{\sin(\gamma)}$$

Desde CX = raio da córnea:

$$B'C = r [\sin(\theta)/\sin(\gamma)]$$

A posição aparente da superfície frontal da lente AB' = r - B'C.

Portanto,

$$AB' = r - r [\sin(\theta) / \sin(\gamma)]$$

$$AB' = r [1 - \sin(\theta) / \sin(\gamma)]$$

O valor de r pode ser determinado com um queratômetro e os ângulos  $\theta$  e  $\gamma$  podem ser encontrados entre as configurações de lâmpada. Assim, a aparente profundidade de câmara anterior pode ser calculada usando a fórmula acima.

#### TÉCNICA DE FINCHAM

Fincham descreveu uma das técnicas mais diretas para determinação da posição aparente da superfície refractivas internas. Ele combinou uma lâmpada de fenda e um microscópio corneal. O microscópio foi acoplado ao sistema de iluminação para que o microscópio estivesse sempre focado numa parte específica do feixe da lâmpada de fenda. Embora as posições do microscópio e de lâmpada de fenda fossem fixas em relação um ao outro, ambos foram montados numa escala graduada que permitiu que a combinação de lâmpada-microscópio se movesse na direção do feixe da lâmpada de fenda.

Para medir a posição aparente de uma dada superfície interna o sujeito está posicionado para que o eixo óptico do olho (a) coincida com o feixe da lâmpada de fenda. O instrumento é então ajustado para que a superfície anterior da córnea que esteja em foco e seja obtida uma leitura a partir da escala graduada. O instrumento é então avançado em direção ao olho, até que a superfície em questão (por exemplo, a superfície anterior da lente) esteja em foco e outra leitura seja retirada da escala graduada. Uma vez que não há movimentos oculares enquanto o instrumento foi sendo ajustado, a diferença entre as duas leituras da escala é a profundidade aparente ou a posição da superfície em questão.

#### CÁLCULOS DO RAIOS DE CURVATURA VERDADEIRO

A seguir está um exemplo de como o raio de curvatura da superfície anterior do cristalino é calculado. Para calcular o raio de curvatura anterior verdadeiro do cristalino, o raio aparente e a posição aparente do cristalino devem primeiro ser determinados. Além disso, para facilitar os cálculos é geralmente assumido que a córnea é uma única superfície refractiva esférica, que separa o ar do humor aquoso. Assuma que os seguintes valores foram medidos:

Posição aparente do cristalino = 3.2 mm da córnea

Raio aparente do cristalino = 15 mm

Raio da córnea = 7.7 mm

n (aquoso) = 1.336

Imagine que A, B e C representam as verdadeiras posições da córnea, superfície anterior do cristalino e o centro de curvatura da superfície anterior do cristalino, respectivamente. O Ponto B' representa a posição aparente do cristalino e B'C' representa o raio aparente da superfície anterior do cristalino (ou seja, AB' e B'C' são os valores

medidos para posição aparente e raio aparente). BC é o raio de curvatura **verdadeiro** que será determinado calculando-se a verdadeira posição do cristalino e a posição do centro de curvatura (AC).

Os pontos B e B' são pontos conjugados. B' é a imagem virtual de B formada por refração na córnea. Os pontos C e C' também podem ser tratados como pontos conjugados. Em essência as posições de B' e C' (ou seja, as posições da imagem) foram medidas e, portanto as posições dos seus objectos respectivos, B e C, podem ser calculadas usando fórmulas de vergência simples para superfícies refractivas esféricas simples.

**Primeiro: Calcular a potência refractiva da córnea**

$$F = \frac{n' - n}{r}$$

$$F = \frac{1.0 - 1.336}{-0.0077 \text{ m}}$$

$$F = +43.6 \text{ D}$$

**Nota:** O espaço de objecto é o humor aquoso com um índice de 1.336 e espaço de imagem é ar. Seguindo a convenção de sinais padrão o raio de curvatura da córnea tem um valor negativo, uma vez que é medido a partir da superfície refractiva na direção oposta da luz proveniente do objecto.

**Segundo: Calcular AB, a distância do objecto para a imagem B'**

$$L' = L + F$$

$$L = n/l \quad \text{e} \quad L' = n'/l'$$

Vergência Imagem:

$$L' = 1/-0.0032 \text{ m}$$

$$L' = -312.5 \text{ D}$$

Vergência Objecto:

$$\begin{aligned} L &= L' - F \\ L &= -312.5 \text{ D} - 43.6 \text{ D} \\ L &= -356.1 \text{ D} \end{aligned}$$

Distância do objecto:

$$\begin{aligned} l &= n/L \\ l &= 1.336 / -356.1 \text{ D} \\ l &= -0.00375 \text{ m} \end{aligned}$$

isto é, a verdadeira posição da superfície anterior do cristalino (AB) está por trás da córnea.

**Nota:** Desde que a superfície anterior da lente é o limite posterior da câmara anterior, AB representa a verdadeira profundidade da câmara anterior. Este exemplo ilustra que a câmara anterior parece ser mais rasa do que realmente é (ou seja, a real profundidade > profundidade aparente). A profundidade da câmara anterior média, medida a partir da córnea anterior, é cerca de 3.47 mm.

**Terceiro: Calcular AC, a distância do objecto da imagem C'**

Vergência Imagem:

$$\begin{aligned} L' &= 1 / (-0.0032 \text{ m} - 0.015 \text{ m}) \\ L' &= -54.9 \text{ D} \end{aligned}$$

Vergência Objecto:

$$\begin{aligned} L &= L' - F \\ L &= -54.9 \text{ D} - 43.6 \text{ D} \\ L &= -98.5 \text{ D} \end{aligned}$$

Distância do Objecto:

$$l = \frac{(1.336)}{-98.5 \text{ D}}$$

$$l = -0.01356 \text{ m}$$

ou seja AC = -13.56 mm

**Quarto: Calcular o raio (BC) verdadeiro**

$$\begin{aligned} BC &= AC - AB \\ BC &= -13.56 \text{ mm} - (-3.75 \text{ mm}) \\ BC &= -9.8 \text{ mm} \end{aligned}$$

O verdadeiro raio da superfície anterior do cristalino = 9.8 mm.

**Nota:** Empiricamente as técnicas utilizadas para medir indiretamente a posição e curvatura das superfícies refractivas internas parecem adequadas, no entanto, há uma série de erros óbvios.

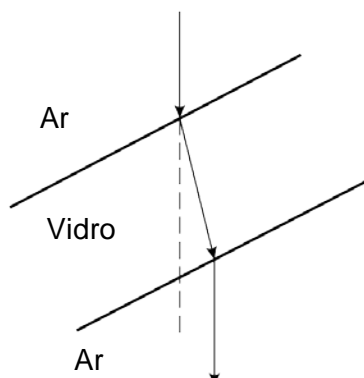
1. Todas as medições são afetadas pelos erros incorridos na determinação do raio de curvatura da córnea.
2. A córnea é considerada como esférica e infinitamente fina.
3. As superfícies internas são assumidas como esféricas.
4. Há um número de imprecisões envolvidas em medir as posições e tamanhos das imagens de Purkinje.



## 5. MEDIÇÃO DA ESPESSURA DA CÓRNEA: PAQUIMETRIA

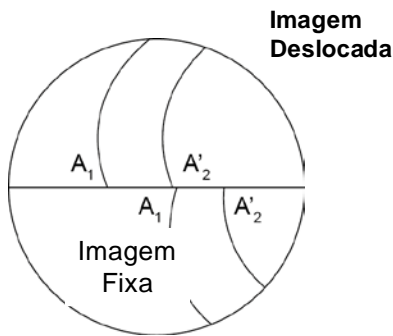
Tradicionalmente a única constante óptica das superfícies refractivas do olho que é rotineiramente medida num ambiente clínico é o raio de curvatura da superfície anterior da córnea. No entanto, para muitos procedimentos cirúrgicos da córnea (ex. queratotomia radial, queratectomia fotorrefrativa ou LASIK) a espessura corneal é um parâmetro crítico que deve ser levado em conta. Além disso, alguns especialistas em lentes de contacto têm-se interessado nas medições de espessura da córnea. Em relação ao desgaste da lente de contato, o interesse na espessura da córnea resulta do facto de que o grau de hidratação da córnea (a percentagem do conteúdo de água) e espessura da córnea parecem estar directamente relacionadas. À medida que aumenta o teor de água da córnea, a córnea torna-se mais espessa e torna-se menos transparente. Em circunstâncias normais, a córnea é mantida num estado relativamente desidratado por uma bomba dependente de energia metabólica. A eficácia deste sistema para manter este estado relativamente desidratado depende de vários factores, particularmente da osmolaridade da lágrima e tensão do oxigénio. As lentes de contacto são conhecidas por alterar esses factores, particularmente a quantidade de oxigénio disponível para a córnea. Uma lente de contacto mal adaptada faz com que a córnea se torne edemaciada (edema da córnea é um aumento excessivo no teor de água da córnea) e, assim, tornar-se mais espessa e menos transparente. Normalmente o edema é avaliado qualitativamente, com base na quantidade de turvamento (transparência corneal reduzida) observada com lâmpada de fenda. Neste aspecto, a espessura da córnea pode aumentar em cerca de 7% antes do turvamento ser detectado através de um exame com lâmpada de fenda. Alguns investigadores têm tentado avaliar o edema quantitativamente em termos das mudanças associadas na espessura da córnea. Embora haja actualmente um número de problemas não resolvidos sobre este procedimento, as medidas da espessura da córnea também podem vir a ser um valioso índice para avaliar a adequação fisiológica de lentes de contacto.

Um **paquímetro** é um dispositivo que pode ser usado para medir a espessura **aparente** da córnea. Os paquímetros são essencialmente dispositivos duplicadores calibrados que se acoplam à ocular da lâmpada de fenda. No paquímetro de duplicação Haig-Strait, é constituído por duas placas planas de vidro (Figura 2.37). As placas de vidro são colocadas uma acima da outra, em frente a uma das lentes da objectiva do biomicroscópio. Ambas as placas são perpendiculares ao eixo óptico do microscópio. A placa inferior é fixa, mas a placa superior pode ser girada em torno de um eixo vertical. À medida que a placa superior é girada, a meia imagem vista através desta placa é deslocada lateralmente com relação à meia imagem vista através da placa de fundo. Uma escala conectada à placa móvel permite que a quantidade de deslocamento relativo de imagem seja determinada. O diagrama na Figura 2.38 ilustra como o microscópio e o sistema de iluminação são posicionados para medir a espessura da córnea (ou a aparente profundidade da câmara anterior). O microscópio de lâmpada de fenda é posicionado a um ângulo de aproximadamente 40° no que diz respeito ao sistema de iluminação. O sistema de iluminação é ajustado para que um feixe fino de luz seja direccionada de forma perpendicular à córnea. Normalmente, a parte iluminada da córnea observada dessa maneira aparece como um corte transversal da córnea (chamada uma secção óptica). No entanto, quando visto através do paquímetro, a secção óptica aparecerá em duplicado, como ilustrado abaixo. Para medir a espessura corneal aparente, a quantidade de duplicação é em primeira instância alterada para obter o alinhamento perfeito duas metades. Então de uma forma muito semelhante ao procedimento de duplicação usado na queratometria, a quantidade de duplicação é alterada até que o lado epitelial de uma imagem esteja alinhado com o lado endotelial da outra imagem. A quantidade de duplicação necessária fornece uma indicação da espessura da córnea aparente e a espessura corneal verdadeira pode então ser calculada. A espessura corneal média medida com essa técnica é 0.52 mm (espessura verdadeira). Esta técnica também pode ser usada para medir a espessura aparente ou profundidade de características da córnea (Figura 2.39).



**Figura 2.37:** Deslocamento Óptico produzido pelo prato de vidro giratório





**Figura 2.38:** Representação da secção corneal duplicada

## 5. COMPRIMENTO AXIAL: RAIOS-X E ULTRA-SOM

### INTRODUÇÃO

Um dos fatores mais importantes para determinar o estado refrativo do olho é a posição da retina, ou seja, o comprimento axial do olho. Basicamente existem duas técnicas que foram usadas para medir o comprimento axial do olho *in vivo*.

### TÉCNICA RADIOLOGIA

#### COMPRIMENTO AXIAL

A primeira técnica utilizada para medir o comprimento axial foi desenvolvida por Rhuston. O procedimento envolve a determinação da posição da retina com **raios X** e é às vezes referida como técnica de radiologia. A técnica é baseada no facto de que quando **raios X** interferem na retina adaptada ao escuro, estes produzem **fosfenos**.

**Nota:** Fosfenos são sensações visuais subjetivas produzidas por estímulos não-luminosos. Por exemplo, sensações visuais luminosas podem ser produzidas ao estimular a retina mecanicamente (fosfenos mecânicos ou de pressão) ou com uma corrente eléctrica (fosfenos eléctricos). Os fosfenos produzidos por raios-X são de cor azul clara.

O sistema consiste de um telescópio que é ajustado para monitorizar a posição do polo anterior da córnea e uma fonte de raios-X que gera uma folha muito fina de raios-X. O feixe de raios-X é paralelo ao eixo óptico do telescópio e ambos os instrumentos podem ser movidos numa escala calibrada perpendicular ao feixe dos raios-X. O sujeito está posicionado de modo a que o feixe de raios-X seja perpendicular ao eixo visual do olho. Desde que os raios-X não sejam refratados pelo tecido ao redor do olho, o feixe não se desviava do caminho perpendicular ao eixo visual do sujeito. Assim, se a folha de raios-X for projectada próxima do equador do olho, o feixe vai produzir um fosfeno circular. Como o feixe de raios-X é movido para trás em direção ao polo posterior do olho, o tamanho do círculo fosfeno será cada vez menor. Quando o feixe é tangente ao polo posterior da retina, o sujeito irá perceber uma pequena mancha em vez de um círculo.

O movimento subsequente do feixe para trás irá fazer o fosfeno desaparecer. O objectivo do procedimento é determinar o plano do vértice da córnea com o telescópio e o plano do polo posterior da retina com o feixe de raios-X. O comprimento axial é simplesmente a distância entre o telescópio e o feixe de raios-X.

Esta técnica foi reportada como sendo capaz de medir um comprimento axial com erro de 0.2 mm. No entanto, a técnica não é usada em situações clínicas porque as técnicas mais simples e mais seguras estão disponíveis. Em particular, o operador deve ser extremamente cuidadoso para que o cristalino não seja exposto a raios-x porque a irradiação inadvertida do cristalino pode resultar na formação de catarata.

## POSIÇÃO DO PONTO NODAL

Raios-X e os fosfenos que eles produzem também podem ser usados para medir a distância entre o ponto nodal e a retina. Para determinar a posição do ponto nodal, o feixe grande de raios-X é substituído por dois pequenos feixes de raios-X posicionado um acima do outro. Novamente, os dois feixes de raios-X são direccionados de forma perpendicular ao eixo visual do olho e as suas posições são ajustadas para que os dois feixes cruzem a retina posterior. Os dois feixes produzem assim dois fosfenos um acima do outro. Desde que os raios-X não sejam refractados por tecido ocular a separação física dos fosfenos será igual à separação física entre os dois feixes de raios-X. Em essência, os dois feixes de raios-X produzem duas imagens da retina, separadas por uma distância física conhecida. A direcção de percepção das duas 'imagens' será projetada para fora, para o espaço através do ponto nodal do sujeito. Por exemplo, se o sujeito olhar para uma tela posicionada a uma distância, irá perceber dois pontos azuis.

**Nota:** Na verdade existem dois pontos nodais, mas eles estão separados por apenas cerca de 0.25 mm. Então sem induzir um erro substancial, pode-se supor que o olho tem um único ponto nodal.

Medindo a distância entre as duas projeções (essencialmente, este é o tamanho de objecto necessário para produzir uma imagem da retina equivalente à separação dos fosfenos na retina) e a distância entre a tela e a retina, a distância entre o ponto nodal e a retina pode ser determinada calculando-se as alturas dos dois triângulos semelhantes. Para triângulos semelhantes, o rácio das alturas é proporcional à relação entre as bases dos triângulos (ou seja, a relação do objecto com o tamanho da imagem é igual à distância do ponto nodal à distância objecto dividido pelo ponto nodal à distância da retina).

## POTÊNCIA REFRACTIVA TOTAL

O procedimento descrito acima para localizar a posição do ponto nodal, se a tela usada para medir a distância entre os fosfenos projectados é ponto extremo do olho e se o olho está no estado não acomodado, a potência refractiva total do olho também pode ser determinada. Quando a tela está em foco, o ponto focal secundário do olho coincidirá com a retina. Portanto, a distância entre o ponto nodal e retina será igual à distância entre o ponto nodal e o ponto de focal secundário.

Uma vez que,  $N'F' = -f$

E já que  $1/-f = F$  (a potência refractiva do olho)

$$F = 1/(N'F')$$

## ULTRASONOGRAFIA

A técnica mais comumente utilizada para medir distâncias intraoculares em situações clínicas (incluindo o comprimento axial) é a ultrasonografia. Além de medir distâncias intraoculares, o ultrassom tornou-se numa ferramenta importante, porque ele pode ser usado para detectar, descrever e caracterizar os tecidos moles do olho e órbita, mesmo na presença de opacidades intermediárias.

O ultrassom é energia de alta frequência acústica (vibrações sónicas) que está acima da faixa de frequências audíveis (maiores que 18.000 a 20.000 Hz). As frequências de ultrassom usadas para medir distâncias oculares variam de 1 a 25 megahertz (MHz = milhões de ciclos/seg). As frequências mais altas têm comprimentos de onda mais curtos e, portanto, fornecem melhor resolução espacial do que frequências mais baixas. No entanto, as frequências mais baixas (e comprimentos de onda) penetram mais fundo nos tecidos antes que a energia seja absorvida. A frequência exacta usada na oftalmologia varia de acordo com as medidas desejadas. Em geral, o ultrassom de alta frequência é usado para medições do segmento anterior enquanto frequências mais baixas são usadas para determinar o comprimento axial e para a avaliação de estruturas retrobulbares.

Embora o ultrassom seja uma energia mecânica, pode ser reflectida e refractada numa maneira similar à luz. Por exemplo, quando o ultrassom é direccionado para uma interface entre dois tecidos que têm diferentes impedâncias acústicas (impedância acústica está relacionada com a densidade de um determinado meio e a velocidade de transmissão de som naquele meio), a fronteira entre os dois tecidos age como um espelho acústico (e uma superfície de refacção acústica). Como resultado, parte do ultrassom será reflectido de acordo com a lei de reflexão, ou seja, o ângulo de reflexão será igual ao ângulo de incidência.

Para medir a posição de uma determinada interface dentro do olho, o ultrassom é transmitido para o olho a partir de um transdutor que contém um **cristal piezoeléctrico**. Cristais piezoeléctricos possuem 2 propriedades importantes. Em primeiro lugar, as superfícies destes cristais são deformadas (produzindo assim vibrações acústicas) quando uma corrente eléctrica passa através do material. Em segundo lugar, quando ondas acústicas atingem o cristal, eles produzem uma carga eléctrica que pode ser gravada. Assim, se o transdutor for posicionado de tal maneira que as ondas acústicas cruzam, as interfaces de tecido nos olhos de forma perpendicular, som é reflectido (i.e. eco) de volta para o transdutor proporcionalmente às diferenças entre as impedâncias acústicas dos diferentes tecidos. Os instrumentos de ultrassom não emitem continuamente ultrassom. Em vez disso, um procedimento conhecido como a técnica de 'eco-pulso' normalmente empregado. Com esta técnica um pulso de som curto (normalmente 1 microssegundo de duração) é emitido periodicamente. Entre batimentos, o instrumento regista o tempo que se passa entre o momento quando o batimento foi emitido e quando o retorno eco produz uma carga no cristal. O tempo decorrido pode ser convertido em distâncias entre vários interfaces e a sonda simplesmente multiplicando o tempo medido e a velocidade do som nos respectivos meios.

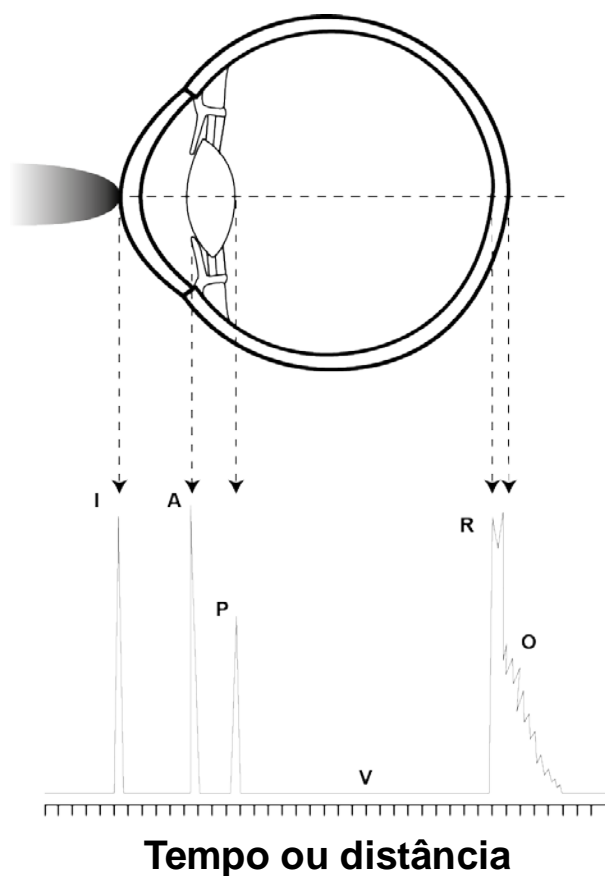
Ultrassom não viaja a uma velocidade constante no olho. Em vez disso, viaja mais rápido nas estruturas mais densas (por exemplo, o cristalino; 1650 m/seg) do que nas estruturas menos densas (por exemplo, o vítreo; 1530 m/seg). No entanto, quando um aparelho de ultrassom é usado para medir o comprimento axial, geralmente parte-se do pressuposto que esse som viaja a uma velocidade constante no olho. Mas para ter em conta as variações na velocidade acústica intraocular, um valor 'médio' ponderado para a velocidade do som dentro do olho é normalmente empregado (por exemplo, 1540 m/seg.). É importante notar que, em pacientes afáquicos (ou seja, pacientes sem cristalino), é necessário assumir uma velocidade ligeiramente inferior para o som do que aquele empregue com pacientes normais. A maioria dos instrumentos de ultrassom comercialmente disponíveis incluem agora, como opção, configurações operacionais alternativas para indivíduos afáquicos.

## MODOS DO ULTRASOM

Para uso oftálmológico, o tempo entre os ecos e a força dos ecos são apresentados numa das seguintes três maneiras.

### Modo-A (A-Scan, Modo de Amplitude)

O modo-A é a técnica de ultrassom mais simples e mais usada. Com esta técnica a intensidade do eco produzido por uma determinada interface é exibida como uma deflexão vertical (eixo Y) em relação à sua posição (tempo, eixo X) ao longo do caminho do feixe do ultrassom. A força do eco, que está relacionada com o ângulo do feixe de som incidente e as diferenças na impedância acústica na interface, reflecte-se na altura da deflexão na apresentação. Uma ecografia de A-Scan normal obtida quando o transdutor está alinhado com o eixo óptico é ilustrada na Figura 2.39. Os desvios associados com as superfícies anterior e posterior da córnea, cristalino e a interface vitreoretiniana permitem medições da espessura da córnea, profundidade de câmara anterior, espessura do cristalino, profundidade da câmara vítrea e comprimento axial. O humor aquoso e o humor vítreo devem parecer acusticamente claras uma vez que são estruturas normalmente homogêneas.

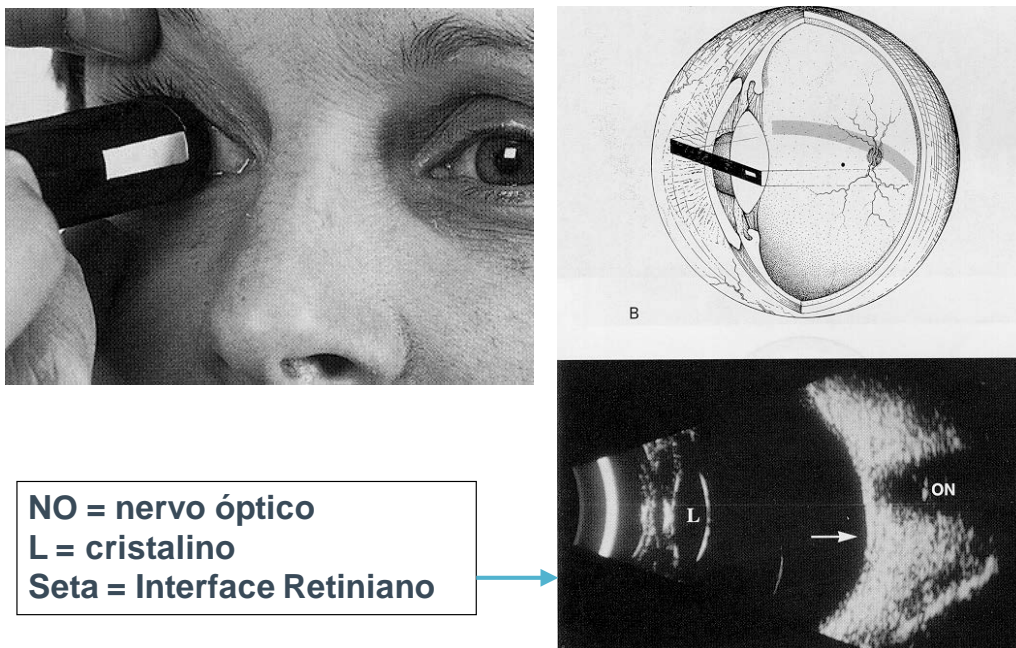


**Figura 2.39:** Uma sonda de ultrassom sobre a córnea e a ecografia de A-scan resultante

### Modo-B (B-Scan, Modo de Brilho)

No modo B-scan, a força do eco é indicada pelo aumento de brilho do visor em função do tempo ou distância. No modo-B, a orientação espacial do transdutor é sistematicamente alterada. A orientação do transdutor e a orientação de apresentação são coordenados para que uma ecografia B-Scan pareça uma secção transversal do globo. Figura 2.40 mostra um B-Scan obtido ao longo do meridiano vertical de um olho normal. Nos sistemas de B-scan mais sofisticados, a sonda oscilou em 2 dimensões o qual permite uma ecografia 3 dimensional do olho a ser construído.

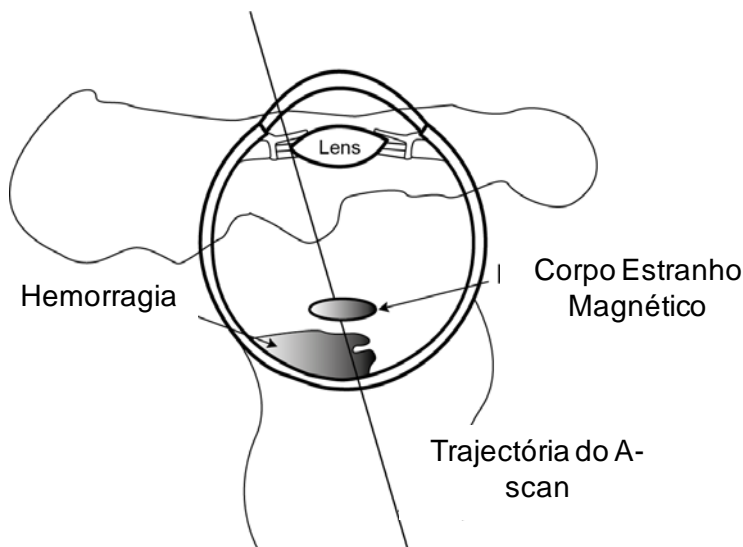
Embora o B-scan seja um procedimento mais invasivo, ele fornece a representação mais gráfica das posições relativas das estruturas oculares e como resultado, está ultrapassando rapidamente o A-scan como a técnica de exposição técnica mais utilizada. No entanto, em comparação com o A-scan, o B-scan tem sido, historicamente, um procedimento muito mais complicado. Por exemplo, em vez de simplesmente manter o transdutor em contacto com os olhos ou pálpebras (como é típico com o A-Scan), é necessária uma técnica de imersão. Geralmente o paciente deita-se de costas e usam uns óculos que se assemelham à máscara de um mergulhador com a viseira plástica removível. Os óculos são preenchidos com uma solução salina e a sonda é colocada na solução. A interface líquida entre a sonda e o olho permite que a sonda seja deslocada (geralmente por um dispositivo mecânico programável) sem perder contacto acústico com o olho. Mais recentemente, sondas B-Scan foram fabricadas para que o transdutor fosse completamente selado dentro da sonda (cerca de 1.5 cm de diâmetro) e gira sobre um ponto dentro da sonda, para que um scan extenso do globo posterior seja possível simplesmente colocando a sonda em contacto directo com as pálpebras do paciente.



**Figura 2.40:** Um B-scan ao longo do meridiano horizontal

### Modo-M (M-Scan, Modo de Movimento)

No modo-M, a posição e a força dos ecos são apresentadas como pontos brilhantes no ecrã. No entanto, em contraste com o B-scan, o transdutor é mantido estacionário e o ecrã do osciloscópio (ou filme fotográfico ou papel gráfico sensível à luz) é movido em 'tempo real'. Um M-scan típico é ilustrado na Figura 2.41. Com esta técnica de exposição, o movimento dos tecidos associados com acomodação, mudanças de pressão vascular, etc. pode ser observado ao longo do tempo. Muitas vezes é usado para determinar as propriedades magnéticas dos corpos estranhos intraoculares.



Linhas indicam a activação do magneto

**Figura 2.41:** Um M-Scan pode ser usado para controlar o movimento de um corpo estranho magnético no olho ao longo do tempo

## USOS CLÍNICOS DO ULTRASOM

O ultrassom fornece uma descrição exacta das estruturas normais e anormais, mesmo quando a estrutura em questão não pode ser avaliada opticamente. O modo-A e modo-B usado em conjunto parecem fornecer a avaliação ultrasónica mais completa. O modo-A fornece os melhores meios para avaliar as diferenças de impedâncias acústicas entre os tecidos, enquanto o modo-B fornece uma visão bidimensional do olho.

O ultrassom é normalmente usado para:

1. Localizar corpos estranhos intraoculares,
2. Medir o comprimento axial (estas medidas são particularmente críticas para determinar a potência adequada para implantes de lentes intraoculares) e espessura da córnea,
3. Detectar e diferenciar tumores (por exemplo, tumores sólidos da coróide podem ser distinguidos de lesões semelhantes em oftalmoscopia cheias de líquidos),
4. Caracterizar os deslocamentos retinianos, e
5. Gerir os olhos traumatizados (a localização da hemorragia pode ser delineada, a presença de uma sinéquia posterior e de iris **bombe** podem ser observadas).

## BIBLIOGRAFIA

- Krueger SRR, Applegate RA, MacRae M. Wavefront Customized Visual Correction: The Quest for Super Vision. 2<sup>nd</sup> Edition. Slack, Inc., 2004.
- Duane TD, Tasman W and Jaeger EA. Duane's Clinical Ophthalmology. JB Lippincott Co. Chicago. 2011.
- Tunnaclyffe AH. Introduction to Visual Optics. Association of British Dispensing Opticians, 1993.
- Grosvenor TP and Flom MC. Refractive Anomalies: research and clinical applications. Butterworth-Heinemann, 1991.
- Atchison DA and Smith G. Optics of the Human Eye, Butterworth/Heinemann, 2000.
- Bennett AG and Rabbetts RB. Clinical Visual Optics, 3rd Edition. Elsevier Health Sciences, 1998.