



# ABERRAÇÕES ÓPTICAS

## AUTOR

Prof. Earl L. Smith III: University of Houston

## REVISOR

Prof. Emeritus Barry L. Cole: University of Melbourne

## INTRODUÇÃO E VISÃO GERAL

Este capítulo inclui uma revisão de:

- Aberrações monocromáticas
- Aberração cromática

As aberrações ópticas são defeitos num sistema óptico que degradam a qualidade da imagem dióptrica, mesmo quando a imagem está 'em foco'. Impedem que os raios de um objecto pontual se foquem como uma imagem pontual. O olho sofre de todas as aberrações ópticas que são característica da maior parte dos sistemas de lentes. Do ponto de vista teórico, é importante ter um conhecimento das aberrações do olho, porque prejudicam a qualidade da imagem retiniana e porque podem desempenhar um papel importante nas funções oculares normais; por exemplo, tem sido colocada a hipótese que as aberrações esférica e cromática podem ajudar a controlar o nível de acomodação. Do ponto de vista clínico, é importante ter uma compreensão das aberrações do olho, porque vários testes clínicos comuns toma partido das aberrações ópticas do olho para medir as características ópticas do olho (por exemplo, o teste bicromático ou o teste de vermelho-verde) e porque um número de queixas comuns dos pacientes podem ser causadas por estas aberrações.

Há duas categorias gerais de aberrações ópticas. As aberrações que ocorrem quando um único comprimento de onda de luz é empregue são chamadas **aberrações monocromáticas**. As aberrações monocromáticas são uma característica da forma ou configuração de um sistema óptico e são muitas vezes referidas como aberrações de von Seidel após o matemático que forneceu a primeira descrição quantitativa destas aberrações de 'terceira ordem'. As aberrações que resultam do uso de comprimentos de onda mistos de luz (por exemplo, branco) são chamadas de **aberrações cromáticas**. As aberrações cromáticas são uma propriedade do material formando o sistema óptico e ocorrem porque o índice de refração de um determinado meio varia diretamente em função da frequência da luz empregue (ou seja, o recíproco do comprimento de onda da luz).

## ABERRAÇÕES MONOCROMÁTICAS

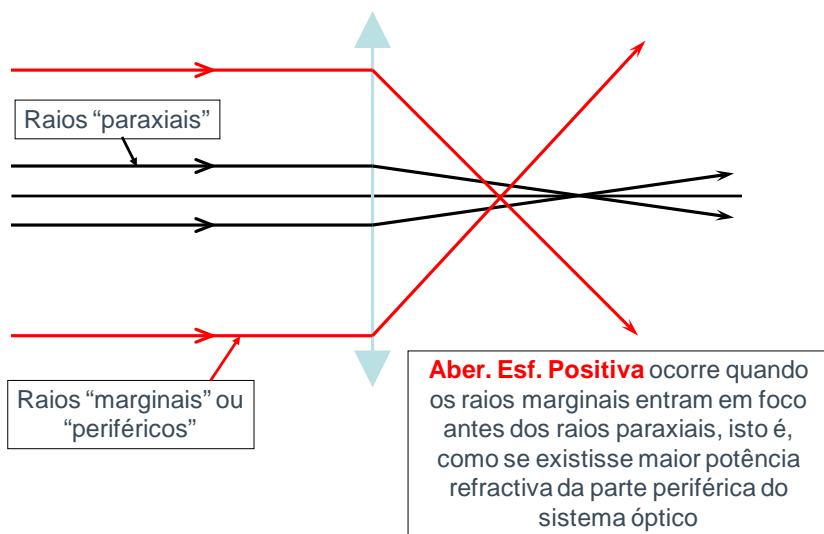
Existem cinco aberrações monocromáticas que podem afectar a qualidade da imagem na retina.

1. Aberração esférica
2. Coma
3. Astigmatismo oblíquo ou radial
4. Curvatura de campo
5. Distorção

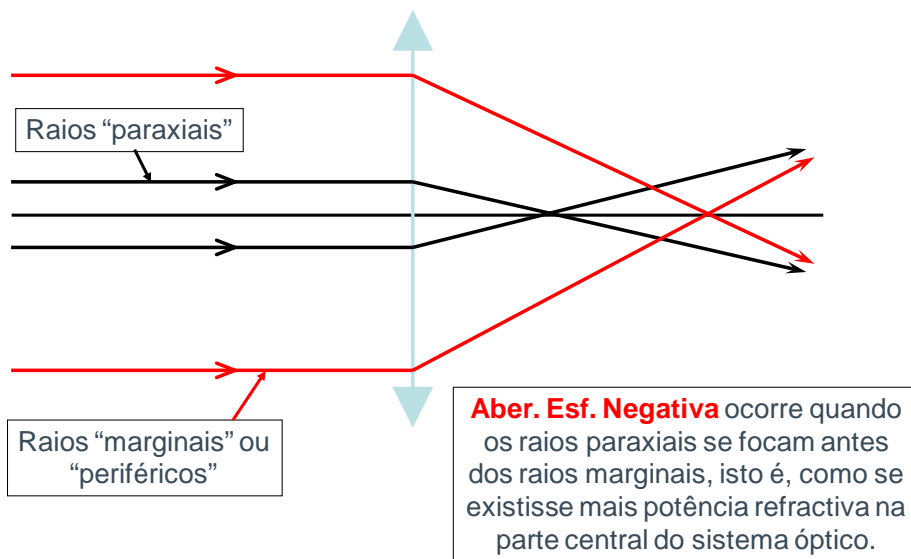
A aberração esférica afecta a nitidez das imagens 'fora do eixo' e 'no eixo'. O coma e astigmatismo oblíquo só afectam a nitidez das imagens fora do eixo. A distorção e curvatura de campo afectam a forma de imagens fora do eixo.

## ABERRAÇÃO ESFÉRICA

A aberração esférica é a mais importante aberração monocromática. A aberração esférica existe quando os raios marginais (ou seja, os raios que são refractados através das partes periféricas do sistema óptico) e os raios paraxiais não se focam no mesmo plano. Se os elementos de refacção de um sistema óptico são verdadeiras superfícies esféricas, os raios marginais ir-se-ão focar em frente dos raios paraxiais. Em óptica geométrica, porque somente as superfícies esféricas são normalmente consideradas, o termo 'aberração esférica' é usado para descrever o aumento efectivo potência que ocorre em função da distância do eixo óptico. No entanto, na óptica visual, onde as superfícies ópticas, muitas vezes não são esféricas, o termo 'aberração esférica' é empregue para se referir a qualquer mudança na potência de refacção zona-dependente. Com sistemas ópticos asféricos, é possível ter maior potência refractiva na região paraxial do sistema óptico do que nas zonas marginais e como resultado os raios paraxiais podem focar antes dos raios marginais. Para discriminar entre estas duas situações, quando os raios marginais se focam em frente dos raios paraxiais, é chamada de aberração esférica **sub-corrigida** ou **positiva** (Figura 8.1). Quando os raios paraxiais se focam na frente dos raios marginais, é referido como aberração esférica **sobre-corrigida** ou **negativa** (Figura 8.2).

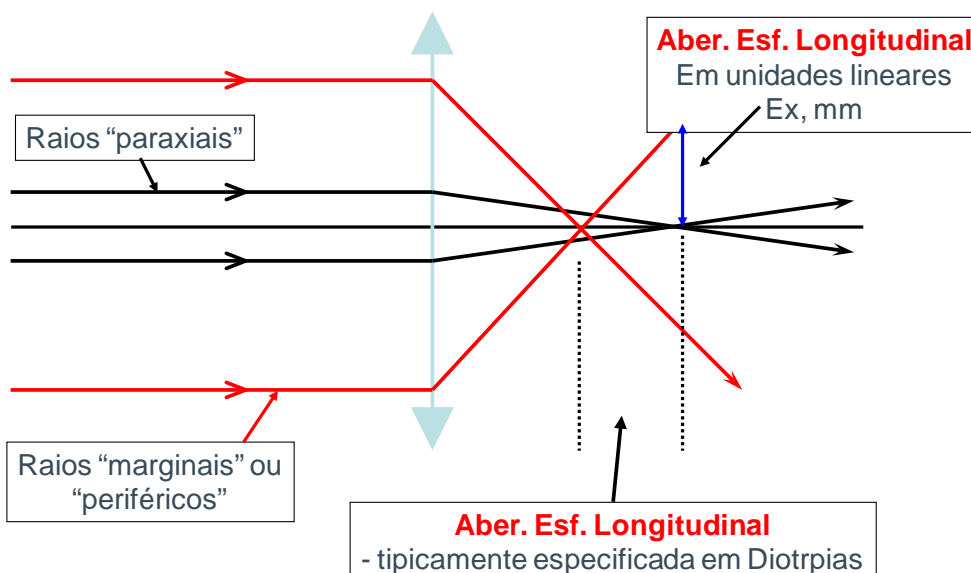


**Figura 8.1:** Aberração esférica – positiva ou sub-corrigida



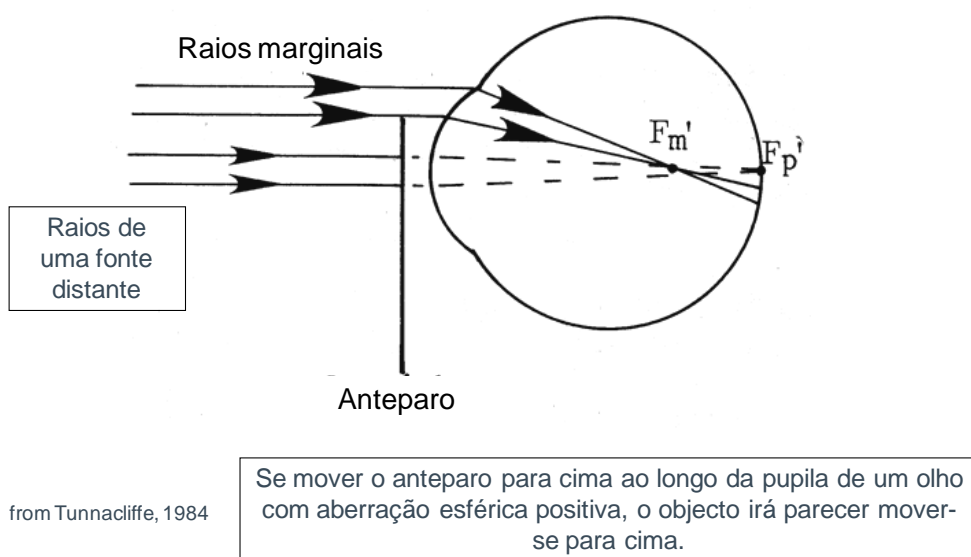
**Figura 8.2** A aberração esférica – negativa ou sobre-corrigida

A extensão ou magnitude de aberração esférica pode ser expressa de duas maneiras (Figura 8.3). A aberração esférica **longitudinal** refere-se à distância dióptrica entre os pontos onde os raios marginal e paraxial se focam (ou seja, a diferença na potência refractiva entre as regiões marginais e paraxial do sistema óptico.). Para um objecto pontual, a aberração esférica **lateral** denota o raio do padrão da luz produzido pelos raios marginais no plano do foco paraxial. Além de depender das diferenças na potência refractiva entre as partes marginais e axiais do sistema óptico, a aberração esférica lateral depende do tamanho da abertura limitadora. Normalmente é mais informativo e conveniente para especificar a quantidade de aberração esférica que um determinado sistema óptico tem em termos de aberração esférica longitudinal.



**Figura 8.3:** Aberração esférica longitudinal

O olho não acomodado geralmente sofre de aberração esférica. A natureza da aberração esférica do olho pode ser demonstrada ao mover um anteparo em frente do olho durante a apresentação de um objecto distante. À medida que o anteparo se aproxima da margem da pupila, o objecto distante parecerá deslocar-se um pouco na mesma direcção que o bordo direito. A Figura 8.4 indica a razão pela qual o objecto parece mover-se à medida que o bordo direito obstrui a pupila. Uma vez que os raios paraxiais serão normalmente focados na fóvea (os raios paraxiais são tipicamente mais brilhantes e o olho prefere concentrar-se nos raios paraxiais), os raios marginais (ou seja, os raios que entram no olho próximo das margens da pupila) irão focar-se no vítreo num ponto mais perto da córnea. Portanto, conforme ilustrado na Figura 8.4, os raios que entram no olho perto do bordo da pupila irão alcançar a retina abaixo da fóvea. À medida que o anteparo é movido ao longo da pupila, primeiro irá bloquear os raios marginais através da parte inferior da pupila. Uma vez que os raios paraxiais são usados para fixar o objecto, a sua posição aparente não será afectada. No entanto, como o anteparo obstrui os raios paraxiais, deixando apenas os raios marginais através da parte superior da pupila, o objecto parecerá subir, porque a imagem do objecto formada por estes raios marginais está abaixo da fóvea.



**Figura 8.4:** Aberração esférica provoca movimento aparente de objetos quando um anteparo é movido através da pupila

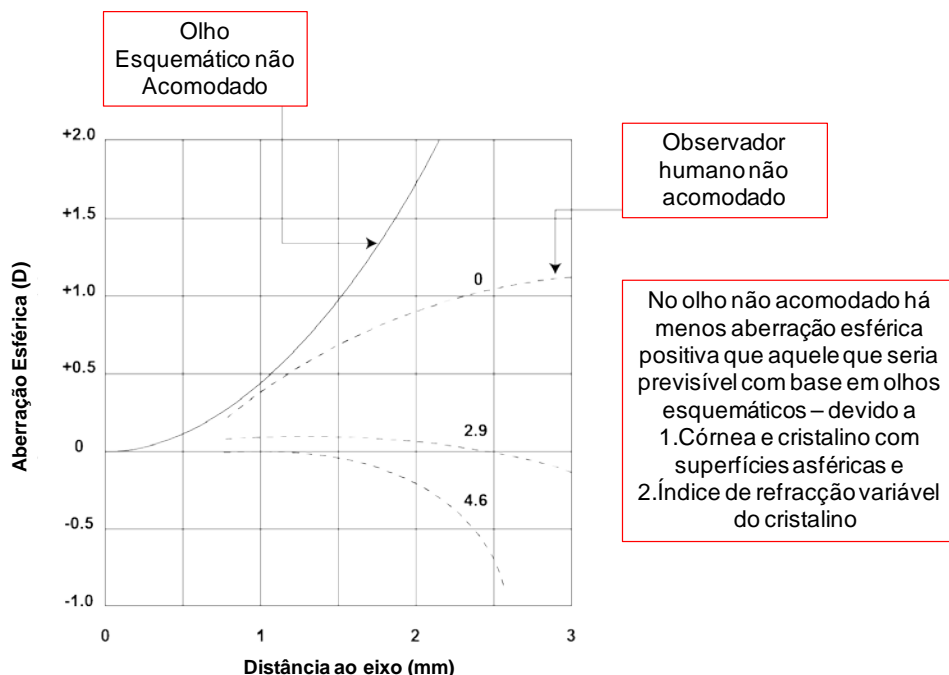
Curiosamente, se fixar um objeto próximo (por exemplo, um objeto a cerca de 15 cm de distância) e passar um **anteparo** através da pupila, normalmente, o objecto fixado parecerá mover-se na direcção oposta ao do anteparo (ou seja, se mover o anteparo ao longo da pupila, o ponto de fixação parecerá deslocar-se para baixo – para observar este fenómeno às vezes ajuda oscilar o anteparo para cima e para baixo perto das margens da pupila). A inversão na direcção do movimento percebido demonstra que a natureza da aberração esférica do olho não é a mesma nos estados acomodado e não acomodado. Se o nível de acomodação do olho exceder cerca de 2.0 D, o olho tipicamente apresenta aberração esférica hiper-corrigida ou negativa.

É difícil especificar, em termos simples, a magnitude da aberração esférica no olho. Como indicado acima, a natureza da aberração esférica é influenciada pelo nível de acomodação. Além disso, a quantidade de aberração esférica que o olho apresenta varia substancialmente, não só de indivíduo para indivíduo, mas para um determinado indivíduo, a quantidade de aberração esférica varia de um meridiano para outro. E ao longo de qualquer meridiano, a quantidade exata de aberração esférica mudará em função da distância do eixo óptico do olho. Exposições mais superficiais sobre a aberração esférica indicam que o olho médio tem cerca de 0.5 a 1.0 D de positivo a aberração esférica.

Ivanoff é creditado com tendo fornecido uma das descrições mais completas da quantidade de aberração esférica no olho 'médio'. Ele realizou uma experiência muito simples; mediu a potência refractiva do olho em função da posição no meridiano horizontal da pupila. Os resultados para os olhos comuns são resumidos na Figura 8.5. A quantidade de aberração esférica longitudinal é representada na ordenada em função da posição ao longo da pupila (ou seja, a quantidade de aberração esférica é expressa como a diferença da potência refractiva encontrada no eixo pupilar e a que é medida em diferentes pontos, afastados do centro da pupila). Os resultados são apresentados para 3 níveis diferentes de acomodação.

Há vários pontos a serem considerados sobre a Figura 8.5. Primeiro no estado não acomodado, a quantidade de aberração esférica positiva aumenta rapidamente durante os primeiros 1-2 mm do centro da pupila e estabiliza num nível ligeiramente abaixo de cerca de 1.0 m. A maior parte da aberração esférica total dentro dos 1-2 mm centrais do centro da pupila pensa-se ser causado principalmente pelo cristalino. No entanto, em comparação com a quantidade de aberração esférica que seria esperada para um sistema que tenha superfícies refractivas esféricas (a linha contínua na Figura 8.5 indica a quantidade de aberração esférica, calculada para um olho esquemático típico), os níveis absolutos de aberração esférica demonstrados pelo olho humano são relativamente baixos. Existem várias características fisiológicas do olho que ajudam a reduzir a quantidade de aberração esférica no estado não acomodado. Primeiro, a córnea e o cristalino têm ambas superfícies asféricas. Tanto a córnea como o cristalino ficam progressivamente mais planas na periferia o que resulta numa relativa diminuição da potência na periferia destas estruturas refractivas. Em segundo lugar, há um aumento progressivo no índice de refração do cristalino, da superfície em direcção ao centro; ou seja, o núcleo do cristalino tem um índice de refração maior do que o córtex do cristalino. Como resultado, os raios de luz que passam através do centro do cristalino vão encontrar um índice de refração efectivo maior e potência refractiva do que os raios que passam pela periferia da lente. Ambos os factores tendem a neutralizar a aberração esférica positiva que seria de esperar num sistema óptico equivalente.

Um segundo ponto que deve ser extraído da Figura 8.5 é que quando o olho acomoda entre cerca de 1.0 e 2.0 D, há muito pouca aberração esférica de qualquer tipo. Em níveis mais elevados de acomodação o olho demonstra aproximadamente 1.0 D de aberração esférica negativa em cerca de 2-3 mm longe do centro da pupila. Estas mudanças na natureza e magnitude de aberração esférica podem ser atribuídas às alterações assimétricas nas superfícies do cristalino que ocorrem durante a acomodação positiva. Lembre-se que por causa das diferenças na espessura da cápsula do cristalino, as alterações nas superfícies do cristalino durante a acomodação não são simétricas. Em vez disso, a parte central do cristalino sofre um maior aumento de curvatura do que a parte periférica. Estas alterações diferentes na curvatura resultarão num maior aumento da potência refractiva no centro da lente do que na periferia. As diferenças são suficientemente grandes para mover o ponto focal de raios paraxiais para a frente daqueles raios marginais (ou seja, o tipo de aberração esférica muda de positiva para negativa).

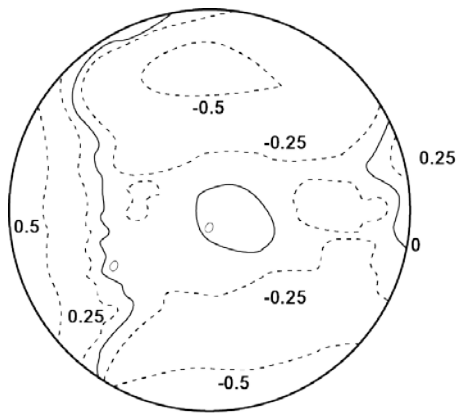


From Bennet & Rabbetts, 1989  
Inspired by: Bennet and Rabbetts, *Clinical Visual Optics*, Butterworths, London and Boston, 1989.

**Figura 8.5:** Aberração esférica no olho médio varia com a distância ao eixo e com a acomodação (inspirado por Bennett and Rabbetts, *Clinical Visual Optics*, Butterworths, London and Boston, 1989)

Como mencionado acima, pode existir uma quantidade substancial de variabilidade na aberração esférica ao longo do plano da pupila. Os dados de Ivanoff (1953) fornecem uma descrição da quantidade e do carácter de aberração esférica no meridiano horizontal do olho médio. A figura 8.6 é um gráfico de zonas de iso-potência no plano da pupila para um indivíduo. Isso ilustra a natureza da variabilidade de aberração esférica no olho. Neste caso, o

meridiano vertical demonstra aberração esférica negativa enquanto o meridiano horizontal apresenta aberração esférica positiva.



Diâmetro Pupilar 7mm

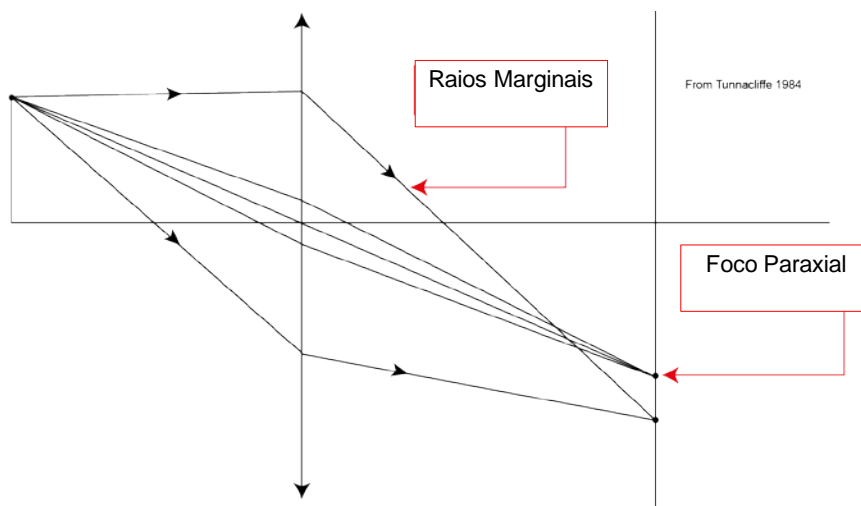
Zonas de erro isorefractivas para um indivíduo com pouca aberração esférica

O grau e sinal de aberração esférica pode variar de um meridiano para o seguinte.

**Figura 8.6:** Mapa de erro anis-refractivo da aberração esférica no olho de um indivíduo

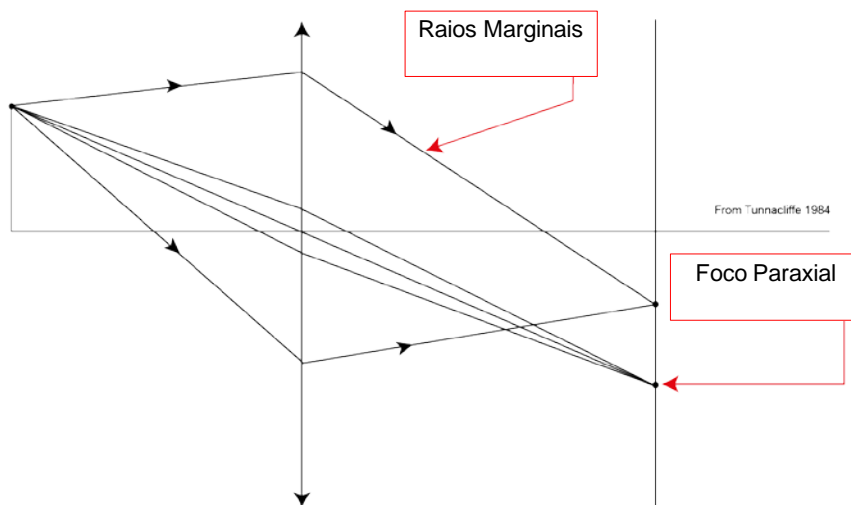
## COMA

O coma afecta a nitidez das imagens formadas por objetos 'fora do eixo'. O coma ocorre quando os raios de uma fonte pontual se concentram no mesmo plano de imagem, mas eles não conseguem focar no mesmo ponto no plano. As variações na magnificação linear ao longo do plano de uma lente causam coma. Uma vez que o coma resulta numa assimetria na imagem de um ponto, o coma pode, em alguns casos, ter um impacto maior numa imagem óptica do que qualquer outra aberração monocromática. As duas formas básicas de coma são ilustradas na Figura 8.7 e 8.8. Quando os raios pela região paraxial do sistema óptico (por exemplo, o raio principal) focam mais perto do eixo óptico dentro do plano da imagem, a condição é referida como coma **positivo**. Quando os raios marginais se concentram mais perto do eixo óptico do que os raios paraxiais, a condição é chamada coma **negativo**.



**Coma Positivo** – os raios paraxiais focam-se perto do eixo óptico que os raios marginais através da periferia da lente. A cabeça do “cometa” está direccionada na direcção do eixo óptico.

**Figura 8.7:** Diagrama de raios mostrando coma positivo



**Coma Negativo** – os raios marginais focam-se perto do eixo óptico que os raios paraxiais. A cabeça do “cometa” está direccionada na direcção oposta ao eixo óptico.

**Figura 8.8:** Diagrama de raios mostrando coma negativo

Quando um sistema óptico tem aberração esférica (ou seja, como o olho não acomodado), o tipo de coma que existe é dependente da posição da abertura limitante. A figura 8.9 demonstra como a natureza do coma é afectada pela posição da abertura limitante. Quando a abertura está na posição indicada como 1, B será o raio principal e os raios marginais (por exemplo, raio A) terá um foco mais próximo do eixo óptico, resultando em coma negativo. Quando a abertura está na posição 2, os raios periféricos estão bloqueados pela abertura e este sistema de lente positiva sofre aberração esférica mas não coma. Finalmente, quando a abertura está na posição 3, o raio principal (D neste caso) foca-se mais de perto do eixo óptico do que os raios mais periféricos (por exemplo, raio E) produzindo coma positivo.

Nos olhos há duas lentes positivas (ou seja, a córnea e o cristalino), com uma abertura limitante entre elas. Nesta situação, a combinação de córnea-pupila contribui com coma positivo, mas a combinação de cristalino-pupila contribui com coma negativo. As formas opostas de coma produzidas por estas duas estruturas tendem a cancelar-se uma à outra e, assim, limitar o impacto que o coma tem sobre a qualidade da imagem retiniana. Mesmo quando a imagem retiniana sofre de coma, isso não afecta significativamente a capacidade funcional do olho. Mantenha em mente que o coma só afecta a nitidez das imagens da retina 'fora do eixo'. No entanto, a acuidade visual do olho diminui de forma rápida com o aumento da excentricidade. Uma vez que a retina periférica tem uma acuidade visual relativamente baixa, a quantidade residual de coma que existe provavelmente não interfere com a visão.

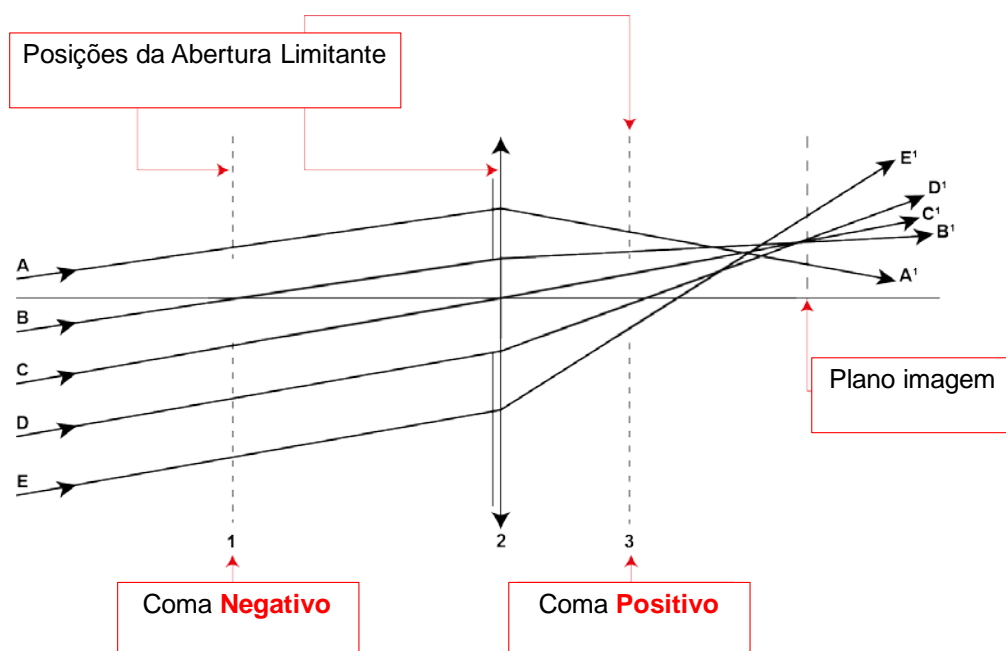


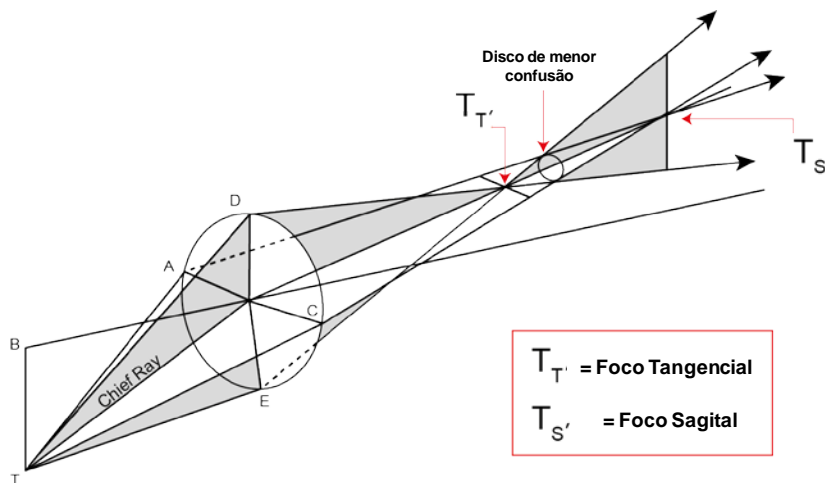
Figura 8.9: O tipo de coma aberração é dependente da posição da abertura limitante



## ASTIGMATISMO OBLÍQUO OU RADIAL

Astigmatismo oblíquo ou radial é semelhante em natureza ao astigmatismo, produzido por uma superfície de refração toroidal para um objecto axial. O astigmatismo oblíquo é produzido por uma lente esférica que está inclinada em relação ao objecto em questão (ou seja, quando o objecto em questão não se situa no eixo óptico – um objecto 'fora do eixo').

O astigmatismo oblíquo é ilustrado na Figura 8.10. Para uma fonte que está abaixo do eixo óptico (ponto T na Figura 8.10), os raios que são refractados através do plano tangencial da lente (DE) focam no ponto  $T_{T'}$ , formando uma linha focal horizontal. Os raios do ponto T que são refraccionados no plano sagital da lente (AC) formam uma linha focal vertical no ponto  $T_{S'}$ . As imagens astigmáticas formadas por uma série de objetos pontuais que estão posicionados cada vez mais longe do eixo óptico formam duas imagens conchas curvas (ou seja, as conchas imagem tangencial e sagital) que se tornam mais separadas à medida que a excentricidade dos pontos objecto aumenta.

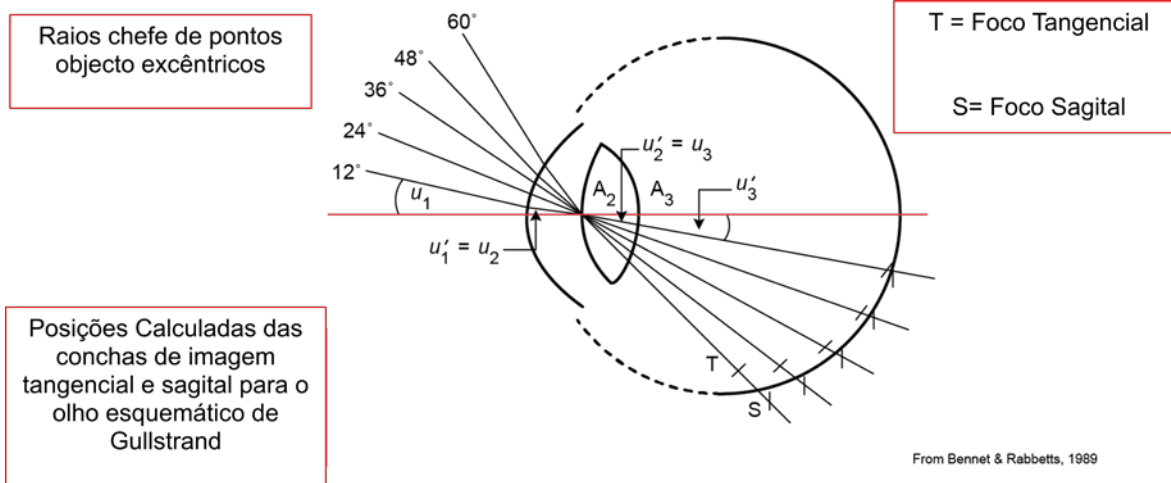


From Tunncliffe 1984

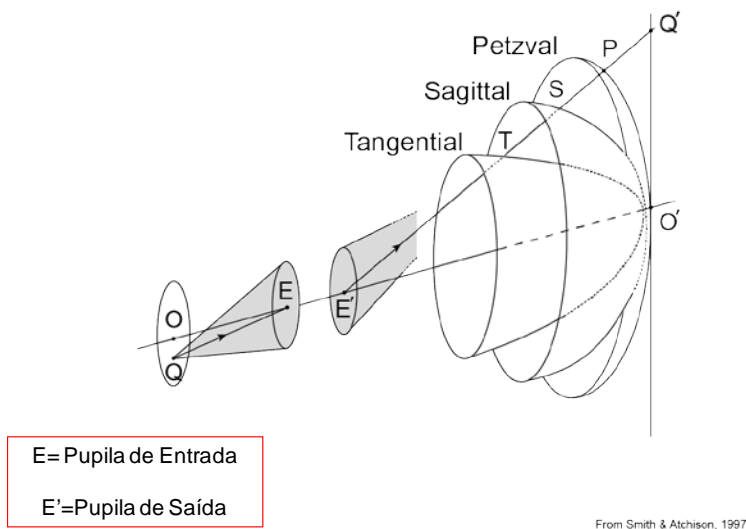
**Astigmatismo Oblíquo** – é produzido por uma superfície esférica que está inclinada com respeito a um objecto, isto é, quando um objecto não está no eixo óptico

**Figura 8.10:** Astigmatismo oblíquo

Embora o olho sofra de astigmatismo oblíquo, o impacto desta aberração na qualidade da imagem da retina é minimizado pela curvatura da retina. Se calculou as curvaturas das imagens concha sagital e tangencial para olho esquemático de Gullstrand, pode-se demonstrar que a concha tangencial tem um menor raio de curvatura do que a retina, mas que a concha da imagem sagital tem um raio maior do que a retina (ver Figura 8.11). Como resultado, o círculo de menor confusão, pelo menos associado com o intervalo astigmático produzido pelo astigmatismo oblíquo (ou seja, a posição da imagem que contém a melhor representação do objeto pontual) estaria entre as conchas das duas imagens muito perto da retina. Devido à curvatura da retina e à diminuição da acuidade visual que ocorre em função da excentricidade, o olho é razoavelmente bem corrigido para o astigmatismo oblíquo. Na verdade, a qualidade da imagem retiniana é melhor num olho que não tenha corrigido o astigmatismo oblíquo do que para um que tenha corrigido esta aberração. Quando um sistema óptico é corrigido para o astigmatismo oblíquo, é formada uma imagem pontual por cada ponto do objeto. Estas imagens pontuais são côncavas (pelo menos para um sistema de lentes convergentes) imagem concha chamada **superfície Petzval** (ver Figura 8.12). O raio de curvatura calculado para a superfície do Petzval de olho esquemático de Gullstrand é substancialmente maior do que o verdadeiro raio de curvatura da retina (17.4 mm vs 12 mm). Mais importante, porque a superfície do Petzval é mais plana do que a retina, o tamanho dos círculos de desfocagem que seriam produzidos na retina se o olho fosse corrigido para astigmatismo oblíquo seria maior do que os círculos de menor confusão que normalmente são observados perto da retina como resultado de astigmatismo oblíquo não corrigido.



**Figura 8.11:** Conchas de imagem sagital e tangencial em astigmatismo oblíquo



A superfície calculada de Petzval para o olho esquemático de Gullstrand é mais plana que as imagens concha sagital ou tangencial (e a retina).

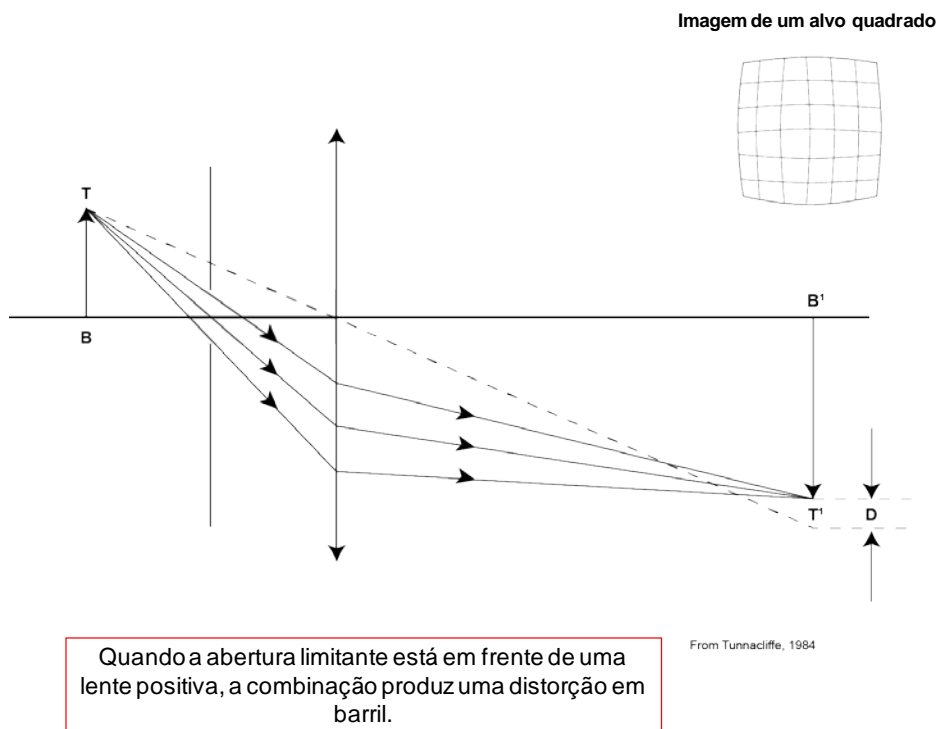
**Figura 8.12:** Superfície do Petzval quando um sistema óptico é corrigido para astigmatismo oblíquo

## CURVATURA DE CAMPO

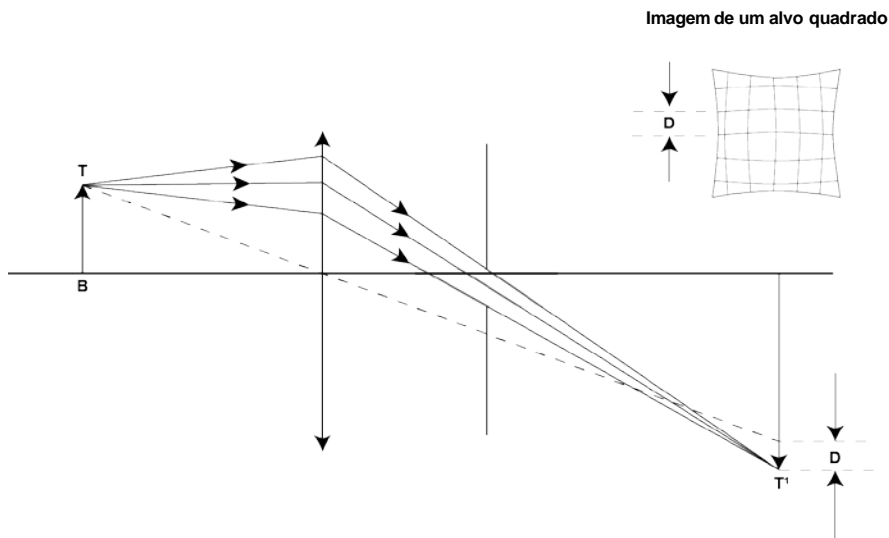
A curvatura de campo afecta a forma da imagem produzida por um objecto expandido (ou seja, um objeto que inclui pontos de 'fora do eixo'). A curvatura de campo está intimamente relacionada com astigmatismo oblíquo. Num sistema refractivo positivo, a curvatura de campo resulta numa imagem que é côncava em relação ao espaço do objecto. Num sistema que é corrigido para o astigmatismo oblíquo, a curvatura da imagem irá corresponder à superfície de Petzval. Num sistema que não é corrigido para astigmatismo oblíquo, o plano imagem curvo associado à curvatura de campo pode ser considerado como correspondendo à imagem concha que contém os círculos de menor confusão produzida pelo astigmatismo oblíquo. Mas como mencionado acima, a retina também é côncava em relação ao espaço do objecto e como resultado, a curvatura do campo não é uma aberração incômoda no olho.

## DISTORÇÃO

A distorção é produzida por uma magnificação linear desigual em todo o plano de imagem. É produzido sempre que existe uma abertura limitante perto de uma lente refractiva. Mas como acontece com o coma, o tipo de distorção que é produzido depende da natureza de refração da lente (ou seja, mais ou menos) e da posição da abertura. Quando a abertura limitante está na parte frontal de uma lente positiva, a imagem vai sofrer de distorção '**em barril**' (ou seja, ver Figura 8.13; ampliação será maior na região paraxial da imagem do que nas zonas periféricas). Por outro lado, se a abertura limitante está por trás da lente positiva (ou seja, no espaço de imagem), a imagem vai sofrer de distorção '**em almofada**' (isto é, ver Figura 8.14, maior magnificação nas áreas marginais em comparação com as áreas da imagem paraxial).



**Figura 8.13:** Distorção Barril



Quando a abertura limitante está atrás de uma lente positiva, a combinação produz uma distorção em almofada.

From Tunncliffe, 1984

**Figura 8.14:** Distorção Almofada

Como é o caso do coma, a posição da pupila é ideal para minimizar o impacto desta aberração na qualidade da imagem na retina. A combinação de córnea-pupila resulta num tipo de distorção em almofada. Considerando que a combinação do cristalino-pupila produz uma distorção tipo em barril. Como resultado, os padrões de distorção produzidos pela córnea e cristalino, respectivamente, tendem a anular-se um ao outro, para que na maioria dos casos o olho não sofra um grau significativo de distorção.

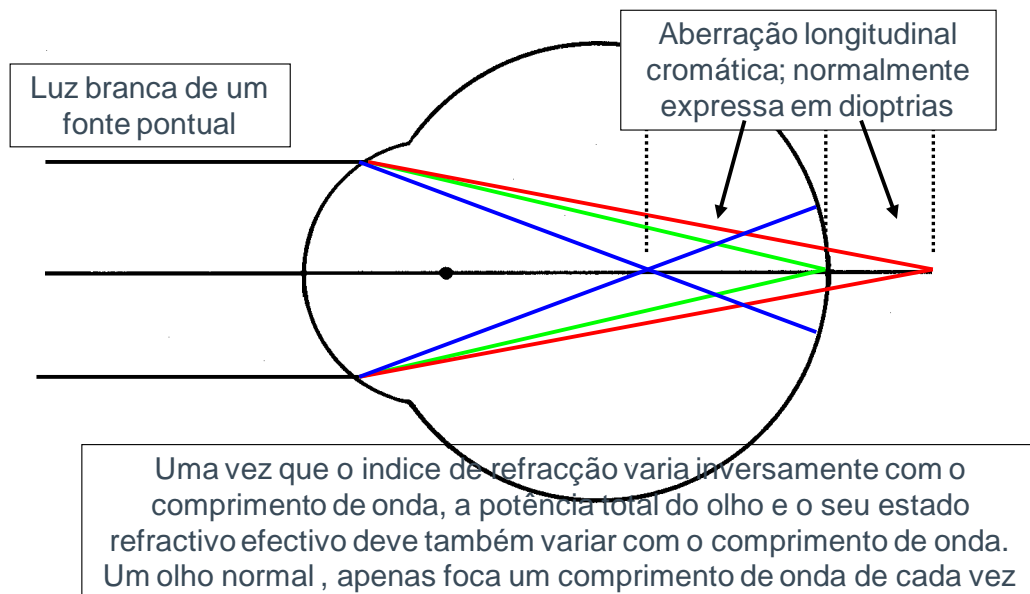
A única vez que a distorção tem um efeito sobre a qualidade da imagem da retina é no caso de afaquia. Num olho afáquico, o equilíbrio normal entre os tipos de distorção produzida pela córnea e pelo cristalino é interrompido pela remoção do cristalino para que a imagem retiniana sofra distorção em almofada. A magnitude da distorção em almofada é agravada se o erro refractivo afáquico for corrigido com lentes de óculos. Nesta situação, tanto a lente correctiva e como a córnea irão produzir o tipo de distorção em almofada.

## ABERRAÇÃO CROMÁTICA

A aberração cromática existe porque o índice de refração para um determinado meio varia em função do comprimento de onda da luz. O índice de refração para um determinado meio é a proporção da velocidade da luz no vácuo, em comparação com a velocidade da luz num determinado meio. No vácuo, todos os comprimentos de onda da luz viajam à mesma velocidade. No entanto, num meio mais denso (por exemplo, o vidro da lente ou um meio do olho), a velocidade da luz é inversamente proporcional à frequência da luz ou, uma vez que o comprimento de onda está relacionado com a frequência é consequentemente diretamente proporcional ao comprimento de onda da luz. Portanto, comprimentos de onda curtos viajam mais devagar num determinado meio do que comprimentos de onda longos e, portanto, o índice de refração de um determinado meio será relativamente maior para comprimentos de onda de luz curtos (por exemplo, azul; luz de 450 nm) do que para comprimentos de onda de luz longos (por exemplo, vermelho; luz de 650 nm). Como consequência, a potência refractiva total de um sistema óptico ou olho dependerá do comprimento de onda de luz empregue para medir a potência do sistema. Quanto menor o comprimento de onda da luz, maior é o total da potência de refração.

Os efeitos da aberração cromática sobre a formação da imagem na retina são ilustrados esquematicamente na Figura 8.15. Suponha que o olho é emetropo para a luz amarela (por exemplo, comprimentos de onda de cerca de 575 nm) e que está a visualizar uma fonte distante do ponto de luz branca. Porque o olho tem um maior índice de refração e, assim, uma potência refractiva maior para a luz com comprimentos de onda mais curtos do que o amarelo focado na retina, o olho será míope para luz azul. Por outro lado, potência refractiva do olho será menor

para comprimentos de onda mais longos e, assim, o olho será hipermetrópe para comprimentos de onda mais compridos do que o amarelo focado na retina.



**Figura 8.15:** Os efeitos da aberração cromática sobre a formação da imagem retiniana

## MAGNITUDE DA ABERRAÇÃO CROMÁTICA OCULAR

A quantidade de aberração cromática **longitudinal**, como a aberração esférica longitudinal, é especificada em termos dioptrias refractivas. Normalmente, a quantidade cromática longitudinal para um determinado sistema óptico é expresso como a diferença na potência refractiva do sistema para dois pontos específicos no espectro visível, as linhas de Fraunhofer C e F. As linhas de Fraunhofer C e F correspondem aos comprimentos de onda de 656 nm e 486 nm, respectivamente. Ivanoff (1953) determinou a quantidade de aberração cromática para os olhos comuns. Ele encontrou uma diferença de cerca de 0.9 D entre o ponto focal para a luz vermelha da linha de C e a luz azul da linha F.

**Nota:** As linhas de Fraunhofer são na realidade linhas escuras vistas contra o espectro contínuo da luz do sol. As linhas escuras são causadas pela absorção selectiva de luz nestes comprimentos de onda específicos por gases que circundam o sol.

É importante ter em mente que, embora a quantidade de aberração cromática seja tradicionalmente definido em relação às linhas de Fraunhofer C e F, o espectro visível inclui comprimentos de onda mais curtos do que a linha F- e comprimentos de onda mais longos do que a linha C. A maioria das autoridades consideram o espectro visível (ou seja, essa porção do espectro eletromagnético que pode estimular a retina e produzir uma sensação visual sob condições de visualização normal) para abranger cerca de 380 nm a cerca de 760 nm. A quantidade de aberração cromática longitudinal através de todo o espectro visível é consideravelmente maior do que entre as linhas C e F. Há uma diferença de 2.6-2.8 D na potência refractiva do olho para a luz de comprimento de onda extremos do espectro (ou seja, o estado refractivo do olho não acomodado medido com os dois extremos do espectro visível de luz que iriam variar por quase 3.0 D). A dispersão média do olho humano é apenas ligeiramente maior do que para a água destilada (ou seja, o olho tem tanta aberração cromática como um volume igual de água destilada).

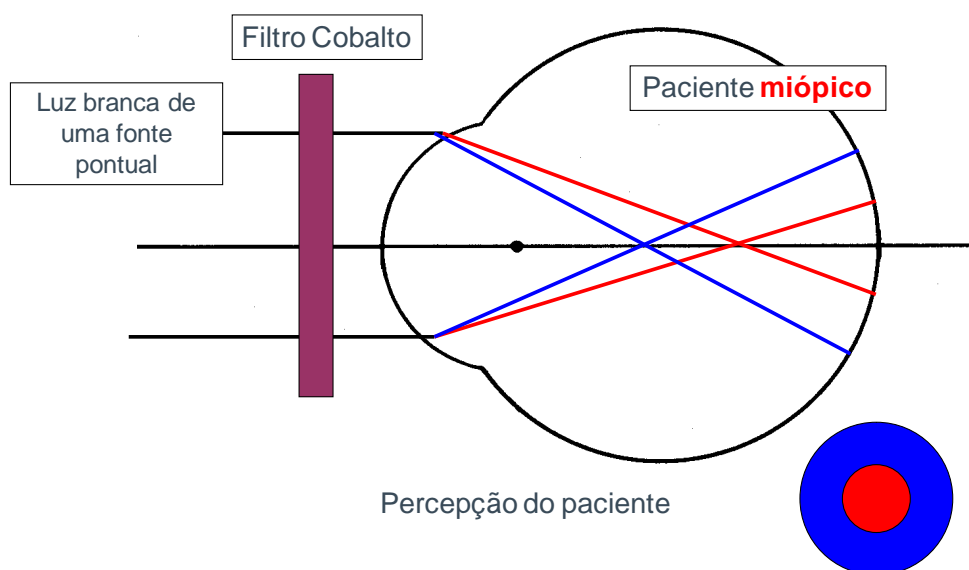
## ABERRAÇÃO CROMÁTICA E PROCEDIMENTOS CLÍNICOS

Ao contrário das aberrações monocromáticas, a quantidade de aberração cromática não varia muito entre os indivíduos. Isso faz sentido porque as aberrações monocromáticas são dependentes da forma de um sistema óptico e é óbvio que a forma exacta do olho (curvatura corneal, por exemplo, profundidade de câmara anterior, curvatura do cristalino, etc) varia consideravelmente entre indivíduos. Em contraste, a aberração cromática é dependente dos índices de refração dos meios oculares e há muito pouca variabilidade intersujeito relativamente aos índices de refração de olhos saudáveis (tenha em mente que se pensa que algumas doenças sistêmicas, diabetes, por exemplo, podem produzir alterações dos índices de refração dos meios oculares). Porque a aberração cromática é um efeito extremamente consistente e porque diferentes comprimentos de onda produzem sensações de cor diferente sob condições de visualização normal, os clínicos têm empregado procedimentos para medir o estado refractivo do olho que se baseiam na aberração cromática do olho.

## FILTRO DE COBALTO

Uma das primeiras tentativas de empregar a aberração cromática para determinar o estado refractivo do olho envolveu o uso de **filtros de cobalto**. Os filtros de cobalto transmitem luz principalmente das extremidades vermelha e azul do espectro, mas absorvem a luz no meio do espectro (ou seja, verdes e amarelos). Como resultado, as fontes de luz brancas extensas normalmente parecem de cor roxa na cor quando vistas através de um filtro de cobalto.

A Figura 8.16 mostra como os filtros de cobalto podem ser usados para ajudar o clínico a determinar a localização dos focos secundários para a luz azul e vermelha em relação à retina. Suponha que um míope de 5.0 D não corrigido e não acomodado está a ver ao longe um foco de luz pontual através de um filtro de cobalto. A luz azul e vermelha que é transmitida pelo filtro é refractada pela óptica do olho e foca-se no vítreo. Uma vez que a potência do olho é maior para o azul claro do que para a luz vermelha, a luz azul terá um foco mais perto da córnea. Como o olho não está corrigido, a luz azul e vermelha irá formar círculos de desfocagem na retina. No entanto, como o ponto focal para a luz vermelha está mais perto da retina, o tamanho do círculo vermelho desfocado será substancialmente menor do que a luz azul. Como resultado, se pedisse para descrever a aparência da fonte de luz distante, o míope normalmente indicará que se parece com uma mancha vermelha, rodeada por uma franja azul.



**Figura 8.16:** Filtros de cobalto podem ser usados para ajudar o clínico a determinar a localização dos focos secundários para a luz azul e vermelha em relação à retina



Se o paciente no exemplo acima fosse hipermetrope, ou se o míope no exemplo acima visse uma fonte pontual branca que estivesse localizada o mais próximo ao olho do que o ponto próximo do míope, a aparência da fonte de luz seria bem diferente. Nesses casos, ambos os pontos focais vermelhos e azuis iriam situar-se atrás da retina. Mas uma vez que o ponto focal azul estaria mais próximo da retina que o ponto focal vermelho, a fonte de luz apareceria como uma mancha azul, rodeada por uma franja vermelha.

Como é que um filtro de cobalto pode ser usado para determinar o estado refractivo do paciente? Para determinar o estado refractivo do paciente, a potência da lente no foróptero normalmente é ajustada para que o paciente relate que a fonte pontual branca ao longe visto através do filtro de cobalto apareça uniforme de cor roxa. Para que a fonte de luz apareça de uniforme roxo, o foco vermelho deve estar atrás da retina enquanto o ponto focal azul deve estar a uma distância equivalente em frente da retina. Nesta situação, os círculos de desfocagem da retina para vermelho e azul serão iguais em tamanho, bem como sobrepostos, resultando numa imagem uniforme roxa. A potência da lente que produz este efeito é considerada a correção apropriada.

É lamentável que a correção refractiva obtida com este procedimento nem sempre concorde com as conclusões subjectivas encontradas usando procedimentos mais tradicionais. Acredita-se que a principal razão para esta discrepância está relacionada com o facto de que o olho prefere ter comprimentos de onda específicos da luz focada na retina, quando está a visualizar um objeto ao longe. Implícito no procedimento de filtro de cobalto está a suposição de que o olho quer ter um comprimento de onda da luz que está entre o azul e vermelho focado na retina no estado não acomodado. O pico da função de luminosidade fotópica é a cerca de 550 nm e o seu ponto focal situa-se aproximadamente entre os pontos focais vermelho e azul. Como o olho é mais sensível à luz verde, com um comprimento de onda de cerca de 550 nm, parece razoável supor que o olho seleccionaria luz de 550 nm focada na retina e que a determinação final para o procedimento do filtro de cobalto descrito acima seria adequado. No entanto, medições directas de comprimento de onda da luz que está focada na retina no estado não acomodado indicam que o olho normalmente prefere ter um comprimento de onda luz mais comprido, ou seja, a luz vermelha, focada na retina quando o olho está a fixar um objeto ao longe

**Nota: A função de luminosidade fotópica** reflecte a capacidade de produção de brilho relativa de diferentes comprimentos de onda da luz em condições fotópicas ou em estado adaptado à luz. Na essência, a função de luminosidade fotópica (ou seja, a função de sensibilidade espectral fotópica obtida para determinadas condições de teste) especifica a sensibilidade relativa do olho para diferentes comprimentos de onda da luz. O pico da função é a cerca de 550 nm; ou seja, o olho é mais sensível à luz com um comprimento de onda 550 nm.

## FOCANDO O COMPRIMENTO DE ONDA DO SISTEMA VISUAL

Como indicado acima, quando o olho está a fixar um objeto ao longe, e dada a oportunidade, o sistema visual da maioria dos indivíduos irá escolher ter luz vermelha com comprimento de onda de cerca de 680 nm focada na retina. Curiosamente, como o olho foca objetos mais perto, ou seja, como a demanda acomodativa é aumentada, o comprimento de onda que o olho prefere ter focado na retina muda de forma sistemática. O comprimento de onda que o olho prefere ter focado na retina pode ser registado em função da demanda acomodativa. É importante observar que embora exista uma diminuição sistemática do comprimento de onda selecionado como o aumento da demanda acomodativa, a função nivela em cerca de 550 nm. Mesmo para altas demandas acomodativas, o olho geralmente não se centra em comprimentos de onda mais curtos do que cerca de 500 nm.

O fracasso do sistema visual para usar o intervalo cromático inteiro é provavelmente devido à fraca capacidade de processamento espacial, temporal e luminoso dos neurónios do sistema visual que sinalizam informações de comprimento de onda curtos. Em comparação com os elementos neurais que sinalizam informação de comprimentos de onda verde, amarelo e vermelho, os elementos neurais que processam informações de luz azul (ou seja, comprimento de onda curto) têm uma capacidade de resolução espacial e temporal relativamente baixa (ou seja, de certa forma, baixa acuidade visual e uma fraca sensibilidade a luzes intermitentes) e não aparecem contribuir substancialmente para a percepção de brilho.

A razão para selectivamente focar em comprimentos de onda relativamente menores ao perto deveria ser óbvia. Quanto menor o comprimento de onda da luz, maior é a potência dióptrica total do olho. Então focando em comprimentos de onda longos ao longe, mas comprimentos de onda mais curtos ao perto, o olho não tem que mudar a potência do cristalino, como feria se este focasse os mesmos comprimentos de onda ao longe e perto. A este respeito, o sistema visual economiza energia acomodativa, aproveitando seu intervalo cromático. Por exemplo, suponha que um olho foca uma luz de 600 nm quando fixa um alvo ao longe. Se a fixação for deslocada para um ponto 40 cm à frente do plano principal, o olho teria que aumentar a sua potência por 2.5 D, a fim de ter a luz vermelha (600 nm) do objeto próximo focado na retina. Focando um comprimento de onda ligeiramente mais curto ao perto (por exemplo, 550 nm), o olho pode ter apenas que acomodar 2.00-2.25 D a fim de ver nitidamente. O outro precisaria de 0.25-0.50-D que viria de aberração cromática (ou seja, o olho tem uma potência dióptrica total superior para 550 nm do que para a luz de 680 nm).

**Nota:** Alguns estudos recentes têm sugerido que o comprimento de onda que é conjugado da retina no estado não acomodado é mais curto do que normalmente especificado em livros de texto (600 nm ou mais curto em vez de 680 nm) e que há uma quantidade substancial de variabilidade intersujeito. No entanto, estes estudos recentes confirmam a tendência do olho para seleccionar os comprimentos de onda relativamente menores para visualização ao perto de objectos.

Ao avaliar o estado refractivo do olho, deve estar consciente de comprimento de onda de luz que está a usar para avaliar o sistema óptico do olho e o comprimento de onda da luz que o sistema visual prefere que se tenham focado na retina. O “atraso acomodativo” que é muitas vezes observada durante retinoscopia de perto é um bom exemplo das consequências de uma incompatibilidade entre o comprimento de onda da luz que é focada na retina e a que empregou para avaliar o sistema óptico do olho. Durante a retinoscopia de perto o paciente, vê através das lentes correctivas de longe no foróptero, é instruído a fixar o seu retinoscópio a uma distância de 50 cm de trabalho (normalmente é empregue uma carta alvo anexada ao retinoscópio como um alvo de fixação). Se o paciente acomodou uma quantidade equivalente a 2.0 D associada a distância de trabalho de 50 cm, esperaria que o reflexo de retinoscopia fosse neutro (ou seja, o orifício de visualização do seu retinoscópio estaria conjugado com a retina do paciente). No entanto, na maioria dos casos vai observar “movimento com” e terá que adicionar cerca de 0.75 D a mais ao Rx de longe para obter um reflexo 'neutro'.

À primeira vista, parece que o paciente simplesmente não acomoda para a distância de trabalho (a quantidade de adição necessária para produzir um reflexo neutro é muitas vezes chamada o “atraso acomodativo”) e, portanto, antes adicionar positivo para a Rx de longe, o alvo de fixação no seu retinoscópio deveria ter sido desfocado para o seu paciente. Mas, se perguntar, ao paciente irá relatar que o alvo de fixação era “nítido”. Então por que razão se tem de adicionar mais lentes para obter um reflexo neutro? Esta aparente discrepância decorre do facto do comprimento de onda dominante observado no reflexo do retinoscópio ser cerca de 600 nm (ou seja, com um retinoscópio está a refraccionar o olho com luz vermelha). No entanto, para a distância de fixação 50 cm a maioria dos pacientes vai preferir ter uma luz de comprimento de onda mais curto focada na retina. Como consequência, o olho do paciente parecerá não acomodado sob luz vermelha. Pode neutralizar a hipermetropia aparente observada em retinoscopia de perto adicionando mais lentes positivas sobre as lentes MAV. Em essência, está a reduzir a demanda acomodativa até que o paciente escolha ter a luz vermelha focada na retina.

**Nota:** Se o comprimento de onda dominante do reflexo do retinoscópio não era vermelho, os resultados da retinoscopia geralmente não concordaria com a MAV subjetiva. A este respeito, é uma sorte que o olho prefira ter luz vermelha focada na retina em infinito. Pode alterar o comprimento de onda dominante do reflexo retinoscópio, colocando um filtro de 'cor' na frente (ou seja, cromoretinoscopia), fonte de luz do retinoscópio. Se, por exemplo, você colocar um filtro verde no seu retinoscópio, encontraria que os resultados de retinoscopia seriam mais negativos /menos positivos do que o seu subjetivo MAV.

A capacidade de usar o intervalo cromático para reduzir a quantidade de esforço acomodativo exigido para fixar um alvo ao perto parece ser um fenómeno 'erudito'. Ao contrário de sujeitos adultos, crianças com cerca de 3.5 anos de idade não apresentam o padrão de preferência de comprimento de onda que os adultos apresentam. Em crianças jovens, não é possível, para qualquer demanda, prever qual o comprimento de onda que será focado na retina. Entre os 3.5 e 5 anos, as crianças começam a preferir ter comprimentos de onda longos, focados na sua retina ao visualizar alvos ao longe. No entanto, as crianças nessa faixa etária geralmente não seleccionam comprimentos de onda curtos focados nas retinas em visão próxima (ou seja, eles não tiram proveito do seu intervalo cromático). Após cerca de 6 anos de idade, a maioria das crianças apresentam o padrão de preferência típico de um comprimento de onda de um adulto (ou seja, comprimentos de onda vermelhos para longe, comprimentos de onda

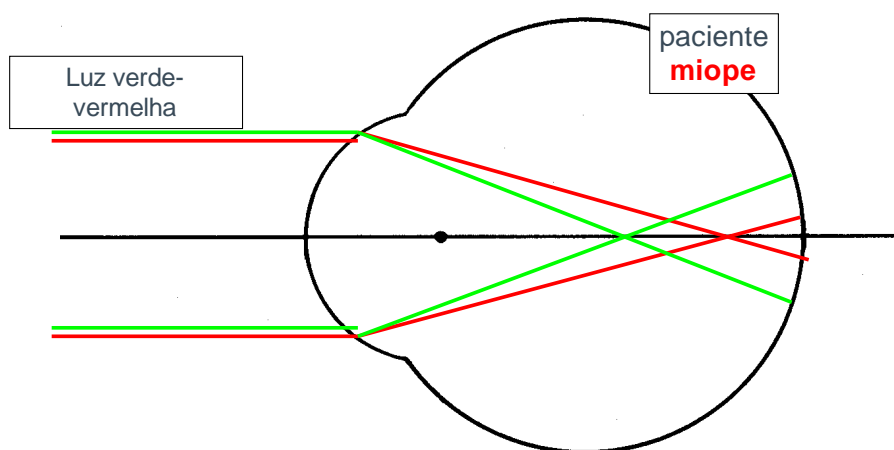


mais curtos para perto). Parece, no entanto, que alguns indivíduos, por qualquer motivo, nunca aprendem a usar os seus intervalos cromáticos para sua vantagem. Estes pacientes podem apresentar um 'avanço acomodativo' pouco comum durante a retinoscopia de perto.

## TESTE VERMELHO VERDE

O procedimento clínico mais comum que se baseia na aberração cromática é o teste de vermelho-verde (V-V) (i.e teste bicromático ou duocromático). No teste V-V, é acrescentada aproximadamente positivo de 0.5 D à MVA e o paciente é instruído a olhar para um alvo bipartido vermelho/verde no infinito óptico em iluminação reduzida. Pedese ao paciente para indicar a cor de fundo na qual percebe as letras mais escuras/pretas. Normalmente, como ambos os focos vermelho e verde estão localizados no vítreo com o ponto focal vermelho mais próximo da retina, o paciente irá indicar que cartas no lado vermelho são mais 'escuras' (ver Figura 8.17). A quantidade de potência positiva é então reduzida (deslocando o intervalo cromático inteiro em direcção à retina) até que o paciente indique que as letras no campo vermelho e verde são igualmente escuras (ou seja, o foco vermelho está por trás da retina, mas o foco verde está a uma distância equivalente na frente da retina) ou que as letras no lado verde são ligeiramente mais escuras (ou seja, o foco verde está mais perto da retina). Uma vez que o intervalo cromático entre as cores verde e vermelha, usadas na maioria das cartas do projector é de cerca de 0.36 D, é normal que necessite de cerca de 0.5 D para ir do lado vermelho, para ver mais escuro, para o lado verde, para ver mais escuro.

**Nota:** O teste de vermelho-verde aproveita a aberração cromática do olho para localizar a posição do ponto focal secundário em relação à retina. É principalmente dependente das características dispersivas do olho do paciente. O teste não é dependente da capacidade do paciente discriminar cores diferentes. Mesmo que o seu paciente seja 'daltónico', o teste de V-V pode ser usado. Neste caso simplesmente tem de mudar as instruções e pedir ao paciente para identificar o lado (não a cor) da carta (ou seja, a direita ou esquerda) que contenha os alvos mais escuros.



Percepção do paciente= vermelho é mais negro e escuro

**Figura 8.17:** O teste de vermelho verde "duocromático" baseia-se na aberração cromática

Alguns indivíduos não respondem de forma típica durante o teste de vermelho-verde. Em alguns casos, o paciente irá relatar que as letras do lado vermelho aparecem sempre mais escuras. Mesmo que aumenta o negativo / diminua o positivo no foróptero por uma quantidade substancial. É provável que estes indivíduos tenham uma tendência muito forte para ter os comprimentos de onda de luz longos focados nas suas retinas, quando eles estão a ver um alvo ao longe. Nesses indivíduos o teste V-V não funciona porque, como reduz o positivo no foróptero, estes pacientes acomodam para manter os comprimentos de onda vermelhos, focados na retina. O teste V-V é realizado em ambiente escuro para reduzir o número de pistas sobre a distância do alvo vermelho/verde na qual a maioria dos pacientes irá permitir comprimentos de onda não-vermelhos sejam focados nas suas retinas, portanto, uma razão pela qual o teste é realizado em ambiente escuro é para mascarar (por assim dizer) a verdadeira posição do alvo e, assim, minimizar a tendência que a maioria dos adultos têm para selectivamente, se concentrarem na luz vermelha aquando da visualização de alvos distantes.

## EFEITOS DA ABERRAÇÃO CROMÁTICA NA FUNÇÃO VISUAL

Para uma determinada distância apenas um comprimento de onda da luz de um objeto será focado na retina em qualquer momento; todos os outros comprimentos de onda da luz do objeto estarão fora de foco e, assim, produzir uma série de círculos de desfocagem na retina. Como a qualidade da imagem da retina seria certamente maior, eliminando os círculos de desfocagem produzidos por comprimentos de onda que não são focados na retina, parece lógico que a acuidade visual também iria melhorar se apenas um comprimento de onda da luz fosse empregue para iluminar uma carta de acuidade. Curiosamente, se usar luz monocromática para iluminar uma carta de acuidade (certificando-se que era tão brilhante com a luz monocromática, como com a luz branca), os valores de acuidade medidos não seriam afectados de forma apreciável. A sensibilidade ao contraste para frequências espaciais moderadas e altas estaria aumentada, mas a capacidade de detectar alta frequência espacial (acuidade de Snellen é uma estimativa da resolução espacial do olho) que não seria muito afectada. Na verdade, mesmo que a quantidade de aberração cromática no olho fosse duplicada artificialmente, a capacidade de resolução espacial alta do olho não é substancialmente afectada.

Acredita-se que os efeitos deletérios da aberração cromática na capacidade funcional do olho são minimizados pelos seguintes fatores.

1. **Tamanho da pupila:** A pupila minimiza o efeito da aberração cromática, limitando o tamanho dos círculos de desfocagem para os comprimentos de onda que não são focados na retina.
2. **Absorção selectiva pelos meios oculares:** Os efeitos da aberração cromática são reduzidos pela absorção selectiva de determinados comprimentos de onda da luz. Especificamente, do pigmento macular e, em indivíduos mais velhos, o cristalino absorve preferencialmente luz de comprimento de onda curta e, assim, reduzir o impacto dos círculos de desfocagem associados com luz azul.
3. **Mecanismos neurais da retina:** A maioria dos neurónios na retina do primata responde selectivamente a uma gama limitada de estímulos de comprimentos de onda. Como resultado, um neurónio que é selectivo para a luz vermelha não será afectado significativamente por uma saída de luz azul do foco.
4. **Óptica central:** Há uma mudança substancial no índice de refração na interface entre a retina e o vítreo (retina tendo um índice de refração significativamente maior). Portanto, a interface vítreo-retiniana pode funcionar como superfície refractiva negativa – particularmente a depressão foveal. Foi calculado que a aberração cromática, associada com a interface vítreo-retina pode cancelar alguma da aberração cromática, associada com os elementos de refração positivos do olho.

## BIBLIOGRAFIA

- AH Tunnaclyffe Introduction to Visual Optics. ABDO College of Education. Kent. 1984.
- Bennett and Rabbetts. Clinical Visual Optics. Butterworths, London and Boston. 1989.
- Freeman MH. Optics. Butterworth Heinemann, Oxford. 1990.
- Ivanoff, I, Les Aberrations de 'Oeil, Editions de la Revue d'Optique Theorique et Instrumentale, Paris, 1953.
- Smith & Atchison. The eye and visual optical instruments. Cambridge University Press, Cambridge, UK. 1997.