



DESENHOS DE LAP PERSONALIZADOS

AUTOR

David Wilson: Brien Holden Vision Institute (BHVI), Sydney, Australia

REVISOR

Mo Jalie: Visiting Professor: University of Ulster, Varilux University in Paris

ESTE CAPITULO INCLUI UMA REVISÃO DE:

- Evolução do desenho das lentes LAP
- Asferização e LAP
- Filosofias de desenho de lentes
- Pontos de verificação
- Tecnologia *freeform* – Recente no desenho das LAP
- Personalização da prescrição
- Individualização dos desenhos

EVOLUÇÃO DO DESENHO DAS LAP

Os fabricantes de LAP têm como objectivo proporcionar aos utilizadores uma “visão natural”. Isto é, lentes que irão ter uma adaptação instantânea e com conforto completo por parte do utilizador. Eles concentraram-se em uma ou mais das seguintes abordagens de desenho:

Aparência – Usando a asfericidade e alto índices de refração para melhorar a aparência e a performance óptica das lentes.

Adequação à armação – Adaptando as potências das lentes para ter em consideração os parâmetros de ajuste da armação.

Rotação do olho – Desenho em torno da fisiologia do olho.

Controlo de aberração – Novos métodos de minimização das aberrações das lentes através da junção da óptica física e da óptica das superfícies

Relação entre o movimento de cabeça e movimento de olhos – Desenho da lente tendo em conta o comportamento do indivíduo.

ASFERIZAÇÃO E LAP

Existe um grande erro ao considerar que as LAP são asféricas, elas utilizam superfícies não-esféricas mas elas não são necessariamente asféricas.

O objectivo da asferização é o de permitir obter desenhos de lentes mais planas sem aumentar as aberrações (principalmente o astigmatismo oblíquo). Para os utilizadores, melhora o efeito estético e a qualidade de visão.

Os clínicos devem estar conscientes de que não devem seleccionar curvas base que variem das curvas recomendadas pelos fabricantes. Isto aplica-se não apenas às lentes positivas mas também às lentes negativas. A tendência para adaptar lentes de óculos de sol curvas foi o ponto de partida dos clínicos para as lentes oftálmicas serem fabricadas para óculos de sol curvos em curvas anteriores muito acentuadas, com o resultado de uma baixa performance para o utilizador. Os métodos tradicionais de medição da potência de lentes irão ter falhas que requerem uma maior confiança nos fabricantes de lentes.

FILOSOFIAS DE DESENHO DE LENTES

Tal como referido anteriormente, as elipses de Tscherning mostram a melhor forma de lente na forma esférica. Elas representam a alternativa de Ostwalt menos potente e a forma de Wollaston mais potente. Qualquer lente feita de acordo com as curvas indicadas quer no braço da elipse de Ostwalt ou do braço de Wollaston irá eliminar o astigmatismo oblíquo.

Exemplo 1: Na Figura 8.1, uma lente de -5.00 D pode ser feita com uma superfície posterior de -9.50 D e uma superfície anterior de +4.50 D (forma de Wollaston) ou uma curva posterior de -22.00 D e uma curva anterior de +17.00 D (forma de Ostwalt). Notar que as elipses de Tscherning variam para utilização de longe e perto e variam também com o índice de refração.

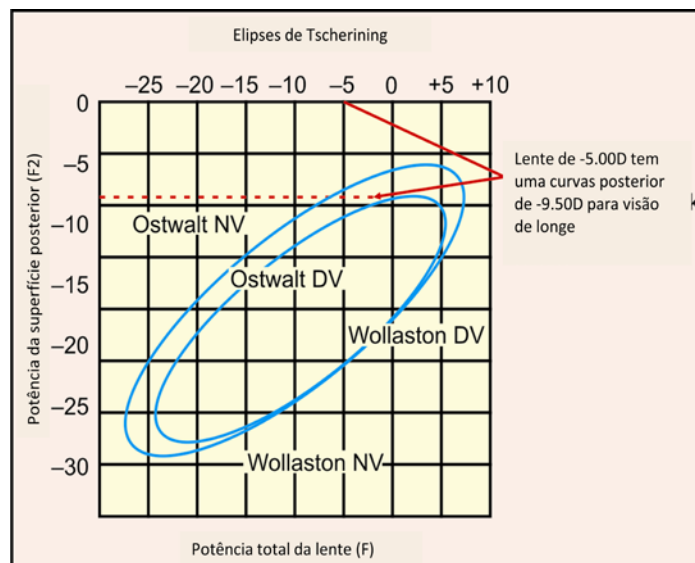


Figura 8.1: Elipses de Tscherning

Exemplo 2: Na figura 8.2, uma lente de +4.00 D pode ser feita ou com uma superfície anterior de +19.50 D e uma superfície posterior de -15.50 D (forma de Ostwalt) ou uma curva anterior de +8.00 D e curva posterior de -4.00 D (forma de Wollaston). Notar que as elipses de Tscherning variam para utilização ao longe e perto e variam também com o índice de refração. Para alcançar o erro de potência de ZERO, necessita bases de +8.00 ou +19.5 para uma Rx de +4.00 D.

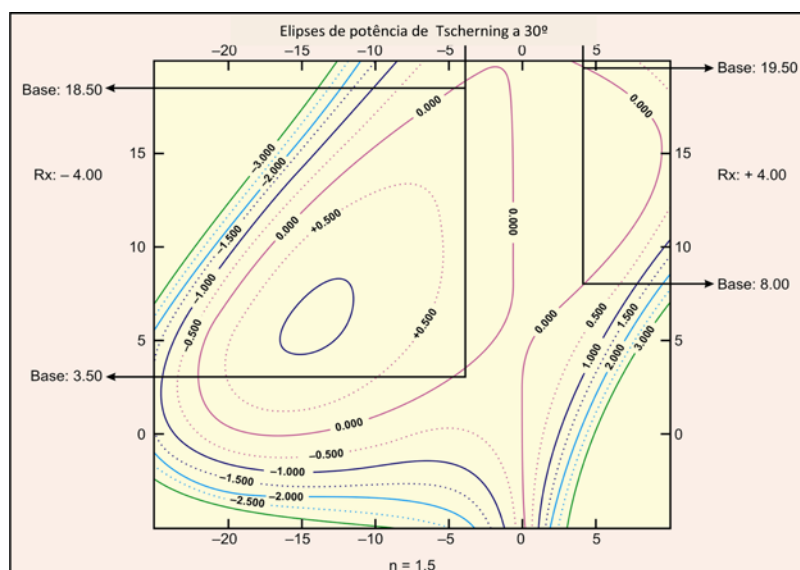
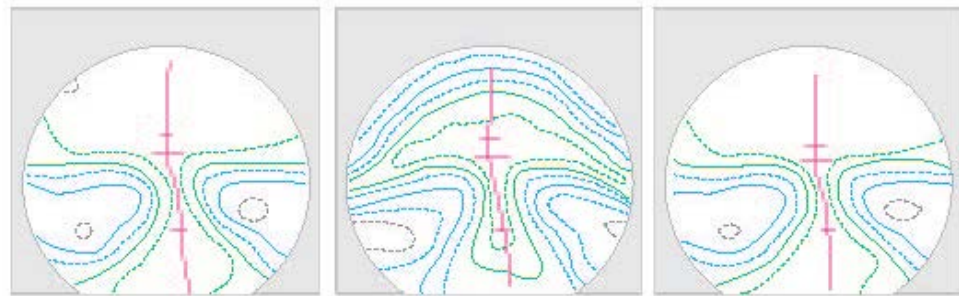


Figura 8.2: Erro da potência das elipses de Tscherning a 30°

ELIPSES DE
TSCHERNING

FILOSOFIAS DE DESENHO DE LENTES (cont.)

ASFERICIDADE E DESENHO DE LAP



+3.00 D
Adição: +2.00D
Desenho da lente esférica
Tscherring "best form"
 F_v (+10.50 D)

+3.00 D
Adição: +2.00D
Desenho de lente esférica
Mais Plano F_v (+4.00 D)

+3.00 D
Adição: +2.00D
Desenho de lente asférica
Mais Plano F_v (+4.00 D)

Figura 8.3: Asfericidade e desenho das LAP

A Figura 8.3A mostra um gráfico iso-cilíndrico para uma lente "best form" de +3.00 com uma adição de +2.00 D, utilizando as curvas recomendadas pelas elipses de Tscherring. A Figura 8.3B mostra a mesma potência de lente numa curva esférica mais plana. O gráfico iso-cilíndrico é nitidamente pior com aumento significativo do astigmatismo indesejado. Assim, o aplanamento (ou curvatura) da forma da lente sem asferização irá levar a uma visão mais fraca para o utilizador.

A Figura 8.3C mostra a mesma lente com a curva recomendada numa forma asférica. Notar que a representação isocilíndrica irá parecer quase idêntica à versão "best form" no lado esquerdo. Assim, as curvas asféricas fornecem a mesma alta qualidade de visão que o desenho esférico "best form" mas mais planas e com uma aparência mais atractiva.

CONSEQUÊNCIAS PARA OS UTILIZADORES

Lentes "Best form"

A Figura 8.4 mostra os efeitos sentidos por um utilizador de uma lente "Best Form" desenhada utilizando as elipses de Tscherring. Para o utilizador, a potência percebida no olhar periférico é a mesma potência percebida em posição primária do olhar ou quando olha em frente.

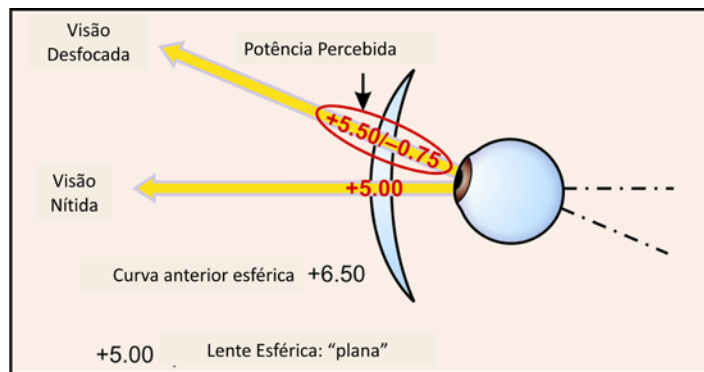


Figura 8.4: Consequências para o utilizador de lentes Best Form

CONSEQUÊNCIAS PARA OS UTILIZADORES (CONT.)

Curvas Base Aplanadas

A Figura 8.5 mostra os efeitos sentidos por um utilizador de lentes as quais foram aplanadas sem incorporar asferização. Isto é, as curvas escolhidas não correspondem às elipses de Tscherring. Esta não é uma lente tipo "best form". A potência percebida pelo utilizador no olhar periférico contém um efeito astigmático que desfoca a visão do utilizador.

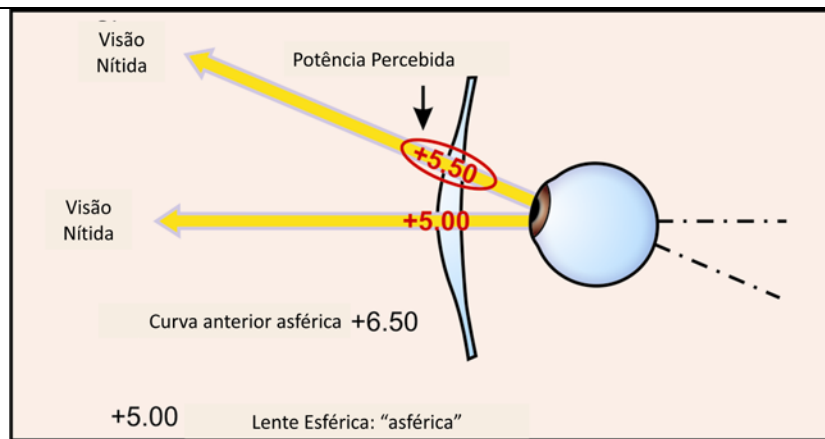


Figura 8.5: Efeitos sentidos por um utilizador de uma lente asférica

PONTOS DE VERIFICAÇÃO

VERIFICAÇÃO DE UMA LAP

Devido à asferização, a potência medida pelo focómetro no círculo de verificação desta LAP irá ser diferente da potência do pedido (Figura 8.6). Isto é o resultado da superfície asférica. Os laboratórios fornecem aos clínicos a potência para aquela zona da lente a qual pode ser medida com o focómetro.

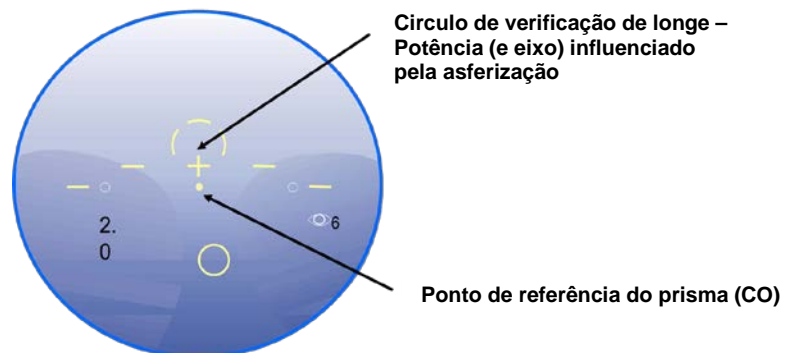
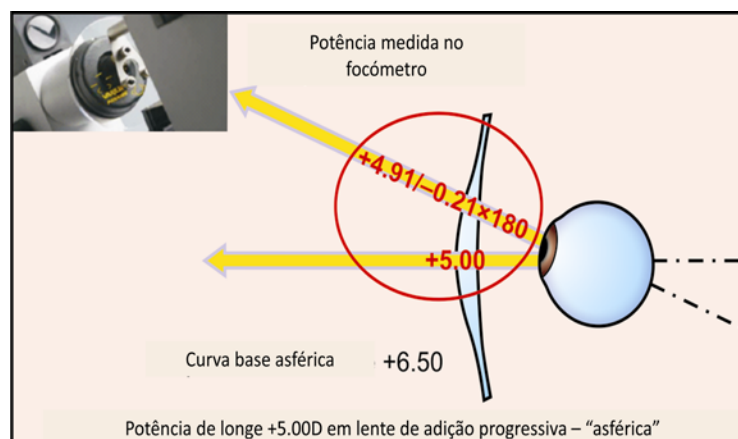


Figura 8.6: Teste da potência de LAP

Os fabricantes podem produzir lentes que irão medir no focómetro o mesmo que na prescrição. Alternativamente, é feito um ajuste na potência da lente que irá dar ao utilizador a mesma percepção da prescrição. A maioria dos fabricantes prefere produzir uma lente que irá dar a potência percebida correcta ao utilizador. As tolerâncias normais das potências das lentes aplicam-se quando verificada a potência ajustada.

MEDIÇÃO NO FOCÓMETRO

A asferização permite ao utilizador ter a sensação da mesma potência quando olha de forma oblíqua através da lente (Figuras 8.7A e 8.7B). No entanto, o focómetro lê uma potência astigmática. Na prescrição astigmática as potências e o eixo irão variar.



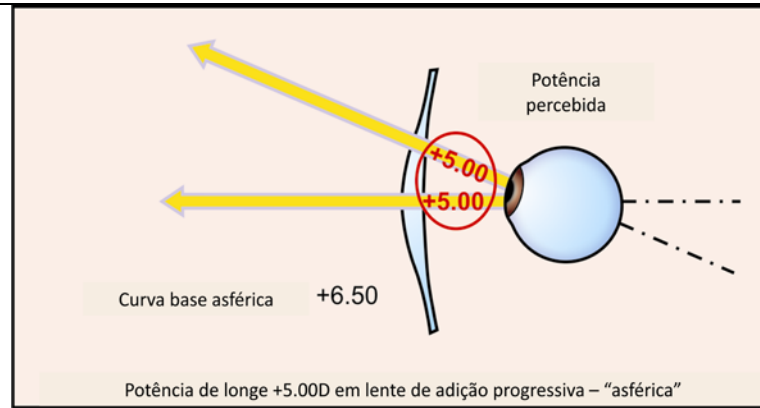


Figura 8.7A e B: Asferização permite ao utilizador ter a percepção da mesma potência quando olha de forma oblíqua através da lente

O equipamento utilizado na geração de lentes *freeform* (forma livre) evoluiu da produção dos moldes das LAP (Figura 8.8A). Superfícies altamente complexas, incluindo a combinação de superfícies progressivas, tóricas e atóricas, podem ser produzidas com esta tecnologia (Figura 8.8B). O computador pode produzir muitos desenhos e transferi-los digitalmente para o gerador. Como resultado, esta tecnologia pode ser utilizada para produzir qualquer tipo de lente, não apenas lentes progressivas.



Figura 8.8A: Equipamento de fabrico freeform



Figura 8.8B: Fabrico de superfície individual

EQUIPAMENTO DE
FABRICO
FREEFORM

PRESCRIÇÃO PERSONALIZADA

1. PARÂMETROS DE AJUSTE (COMO OS ÓCULOS APOIAM NA FACE)

As lentes nesta categoria incluem a Rodenstock Impression ILT, A Zeiss Individual, a SolaOne e a Physio f360.

2. ÓPTICA FISIOLÓGICA (COMO FUNCIONAM OS OLHOS)

A lente que melhor se ajusta a esta categoria é a Hoyalux ID. Esta lente é desenhada em torno do princípio do plano de Listing. Eles notaram que quando o olho olha para cima e para baixo num ângulo oblíquo existe um efeito torsional. O desenho reclama que tem isso em consideração.

3. ANÁLISE DE FRENTE DE ONDA DE UM FEIXE DE LUZ VERSUS TRAÇADO DE RAIOS INDIVIDUAL

Isto permite a correcção de aberrações de alta ordem. Este é o princípio por detrás das Varilux Physio. Esta lente corrige os erros de frente de onda de alta ordem tais como aberrações tipo coma de superfícies progressivas.

PARÂMETROS DE AJUSTE

Estes desenhos são baseados na premissa que o foróptero ou a armação de prova se posicionam em frente do olho sem inclinação pantoscópica ou ângulo diédrico. A sua distância ao vértice posterior pode também variar dos óculos acabados. Como resultado, o técnico tem que retirar medições adicionais da armação ajustada ao utilizador de forma a compensar para estas variações.*

Na figura 8.10, se uma lente de +6.00 DS estiver inclinada 12° a sua potência efectiva irá ser de +6.35/-0.27 x 90. As lentes tipo "as worn", discutidas nesta secção, têm potências feitas para compensar as variações feitas durante o ajuste.

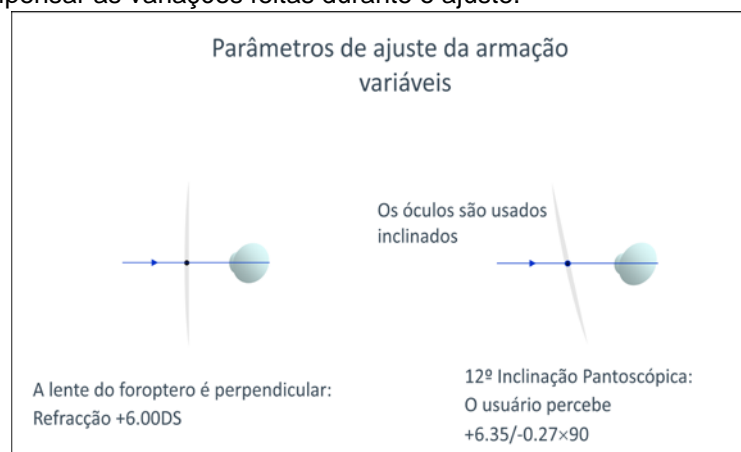


Figura 8.9: Parâmetros de montagem

Medições extra requeridas (em adição às DP monoculares e alturas monoculares) são:

- Distância ao Vértice Posterior
- Inclinação pantoscópica
- Ângulo diédrico, i.e. curvatura facial (requerido pela Rodenstock e Essilor no momento da prescrição)

* Sola utiliza médias de empresas para efectuar as suas compensações, considerando que eles permitem que as medições sejam dadas para a SolaOne Ego.

Utilizando as medidas dadas pelo clínico, o laboratório irá calcular as potências ajustadas.

Assim quando os óculos são recebidos provenientes do laboratório eles serão acompanhados por uma etiqueta de verificação indicando a potência ajustada a qual pode ser medida pelo clínico no focómetro.

PRESCRIÇÃO PERSONALIZADA (cont.)

Aqui na Figura 8.10, a potência da lente medida com o focómetro é $+5.91 / -0.27 \times 180$. Quando montada na armação do utilizador com uma inclinação pantoscópica de 12 graus, o utilizador quando olhar em frente vai fazê-lo através de uma potência de $+6.00DS$.

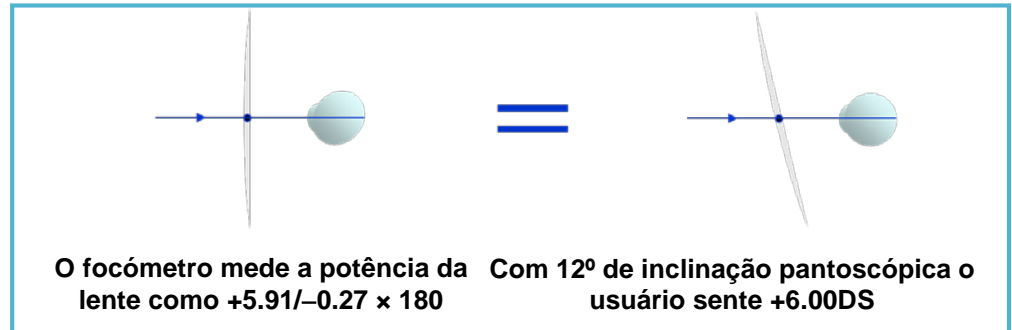


Figura 8.10: Efectividade da lente

PARÂMETROS DE AJUSTE (cont.)

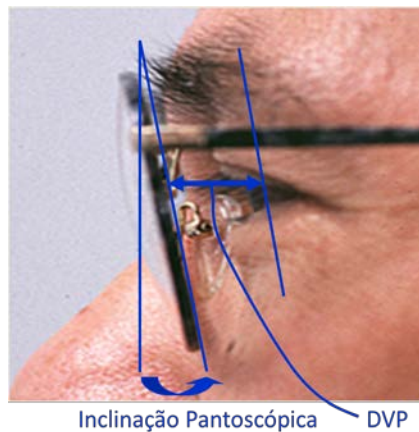


Figura 8.10A: Distância ao vértice posterior e inclinação pantoscópica

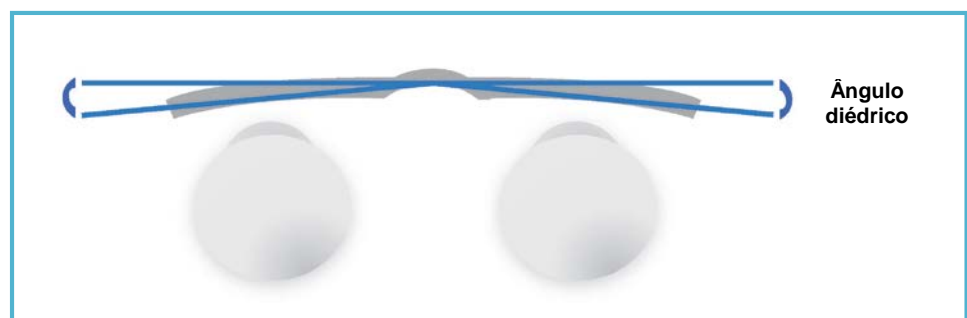


Figura 8.10B: Curvatura facial

PRESCRIÇÃO PERSONALIZADA (cont.)

ÓPTICA FISIOLÓGICA

A lente que melhor se ajusta a esta categoria é a Hoyalux ID. Esta lente é desenhada em torno do princípio do plano de Listing. Eles notaram que quando o olho olha para cima e para baixo num ângulo oblíquo existe um efeito torsional (Figure 8.11C). O desenho reclama que tem isso em consideração. Esta lente tem também uma progressão vertical na superfície anterior e uma progressão horizontal na superfície posterior.

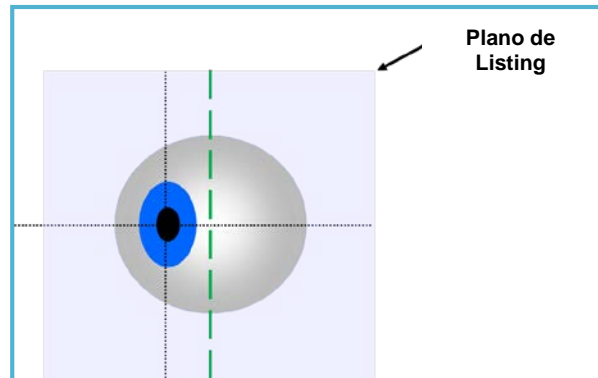


Figura 8.11A: O olho roda em torno do eixo verde (no Plano de Listing) na horizontal

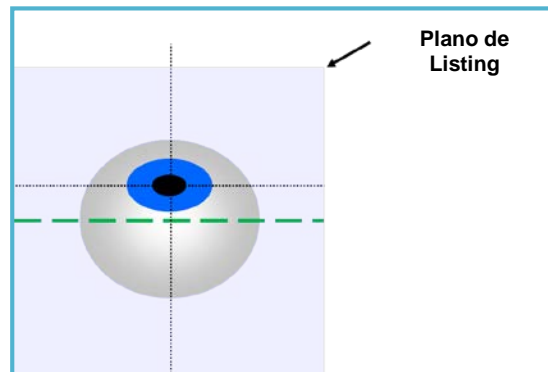


Figura 8.11B: O olho roda em torno do eixo verde (no Plano de Listing) na vertical

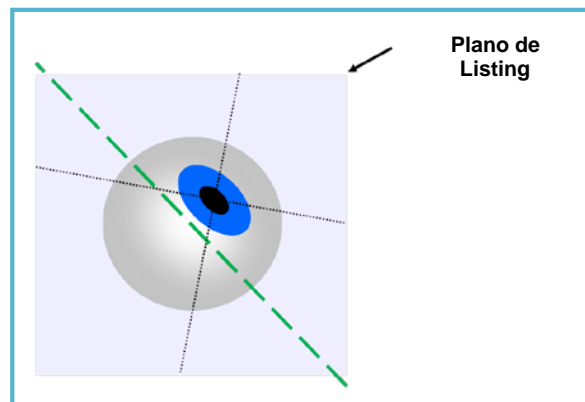


Figura 8.11C: TO efeito torsional provocado pelo olhar oblíquo.
O olho roda em torno do eixo verde (no Plano de Listing)

A Hoyalux ID tem também uma progressão vertical na superfície frontal e uma progressão horizontal na superfície posterior. Os fabricantes reclamam que uma vez que a componente vertical está mais afastada do olho, ela ajuda a encurtar a progressão. Também o facto de a componente horizontal da progressão estar mais próxima do olho, cria um campo de visão mais amplo.

PRESCRIÇÃO PERSONALIZADA (cont.)

ANÁLISE DE FRENTE DE ONDA

A análise de frente de onda de um feixe de luz comparado com traçado de raios individual permite a correcção de erros de frente de onda de alta ordem. Este é o princípio por detrás das Varilux Phisio. Esta lente corrige os erros de frente de onda de alta ordem tais como aberrações tipo coma das superfícies progressivas.

Em cirurgia refractiva por laser, a aberrometria é utilizada para medir a córnea e calcular como dar forma à córnea com o laser não apenas para corrigir o erro refractivo mas também para reduzir aberrações (Figura 8.12).

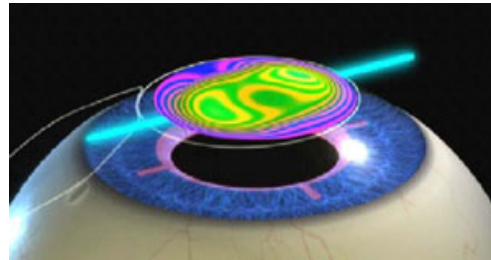


Figura 8.14: As aberrações são também reduzidas juntamente com o erro refractiva durante a cirurgia refractiva com laser

Pode apenas ser utilizado em lentes oftálmicas através de uma única direcção do olhar e as melhorias são questionáveis (Figura 8.13).

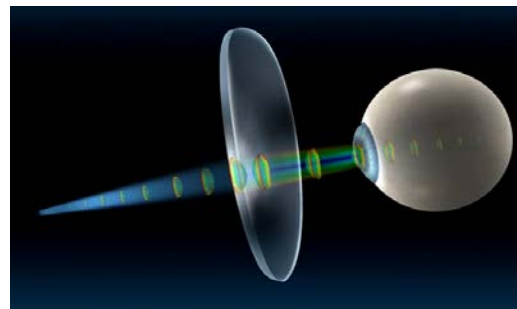


Figura 8.13: Análise de aberrações de frente de onda

Deformação da Frente de Onda

A deformação da frente de onda surge quando a luz não foca perfeitamente e as frentes de onda resultantes são irregulares: a frente de onda não é esférica e a imagem de um ponto não é já um ponto. O sistema óptico introduz aberrações (Figura 8.14).

As aberrações são a variância entre a esfera (a qual é a frente de onda ideal) e a frente de onda real. Esta variância permite-nos avaliar precisamente a performance do sistema em termos de qualidade de imagem e definição.

A gestão da frente de onda permite-nos controlar a performance do sistema.

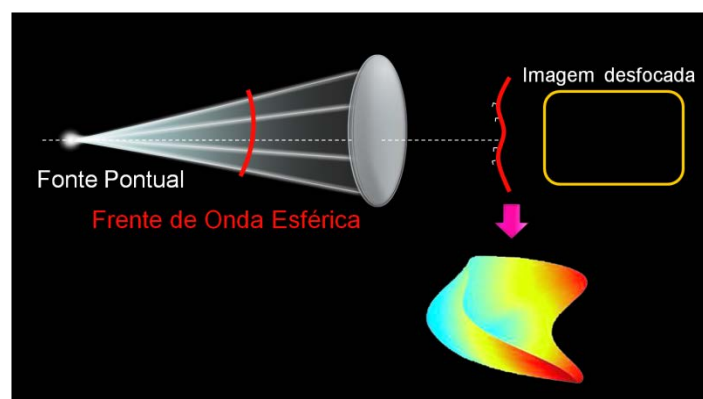


Figura 8.14: Deformação da frente de onda

PRESCRIÇÃO PERSONALIZADA (cont.)

ANÁLISE DE FRENTE DE ONDA (cont.)

Efeitos na frente de onda i.e. aberrações de alta ordem

Uma lente progressiva normalmente apresenta aberrações tipo coma como resultado da sua potência progressiva.

A Varilux Physio é desenhada para eliminar as aberrações de alta ordem encontradas em lentes progressivas normais (Figura 8.15). Os fabricantes reclamam analisar e posteriormente corrigir estas aberrações de alta ordem. Quanto maiores as variações ao longo da superfície, então maior o coma.

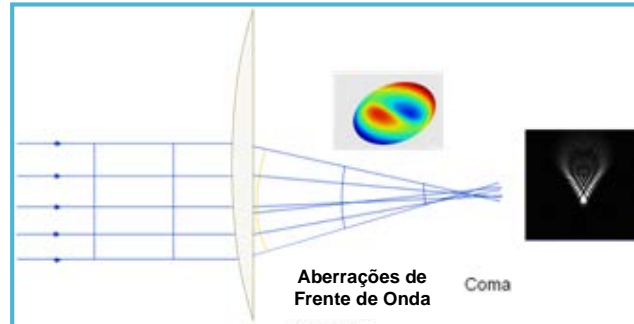


Figura 8.15: Desenho da Varilux Physio para eliminar as aberrações de alta ordem

Os desenhos de frente de onda permitem a eliminação do coma criado pelo corredor progressivo (Figura 8.16).

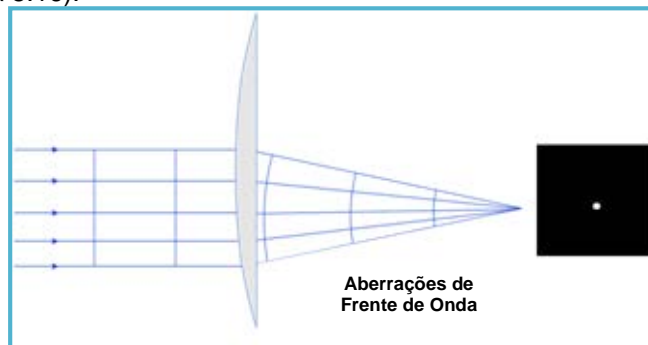


Figura 8.16: Desenho de frente de onda elimina aberrações cromáticas criadas pelo corredor progressivo

Em vez de traçar os raios individualmente a análise de frente de onda olha para os feixes de luz completos os quais são do tamanho do diâmetro da pupila (Figura 8.17).

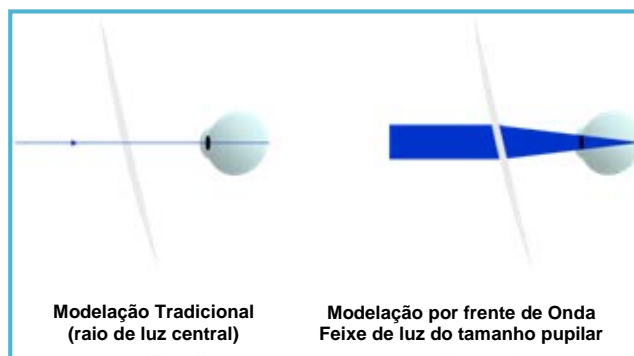


Figura 8.17: Modelo tradicional do raio de luz e modelo do feixe de luz da largura pupilar

Elaboração Directa da Superfície de forma Digital (na superfície posterior)

- Tem em conta a potência criada pelas superfícies anterior e posterior
- A superfície posterior é calculada ponto-por-ponto para manter a frente de onda criada pela superfície anterior da lente cria a “best form Rx” para cada utilizador
- A forma complexa da superfície posterior é cortada usando “Digital Surfacing”

De forma a manter a qualidade da imagem produzida pelo desenho de frente de onda corrigida, a superfície posterior da lente é também cortada digitalmente

DESENHO INDIVIDUALIZADO

Um factor fisiológico que é único no utilizador é utilizado para calcular o desenho da lente antes do fabrico.

RÁCIO MOVIMENTO DE OLHO E CABEÇA

A cada utilizador é dado um desenho individual o qual é baseado na relação de movimento de olho e cabeça do utilizador. De forma semelhante ao de um teste visual de leitura (Figura 8.20).



Figura 8.18: Teste de movimento dos olhos durante a leitura

Os movimentos de cabeça e olho feitos pelo utilizador são medidos utilizando um instrumento (O Vision Print System) apresentado na Figura 8.19. Os parâmetros determinados são a relação movimento de cabeça/movimento de olho e o desvio padrão. Estes parâmetros são utilizados para determinar o desenho final das lentes. Para utilizadores com mais movimentos de cabeça o desenho irá ser mais suave, enquanto para utilizadores com mais movimentos de olhos serão dadas lentes com desenhos mais rígidos.

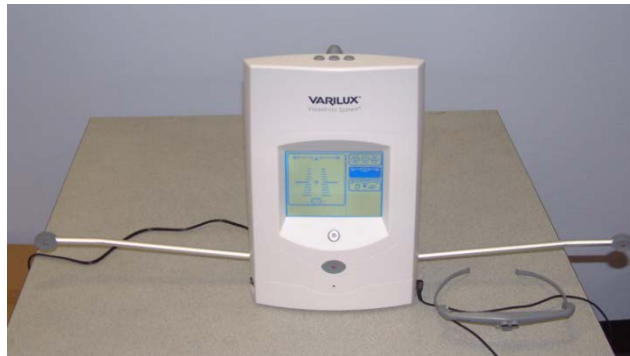


Figura 8.19: O sistema "vision print" para medir os movimentos do olho e cabeça feitos pelo utilizador das lentes

SUMÁRIO

Nós vemos agora desenhos de lentes, os quais com a ajuda da tecnologia *freeform*, se aproximam do objectivo de uma visão mais natural.

BIBLIOGRAFIA

Jalie M. 2003. *Ophthalmic Lenses and Dispensing*. Butterworth Heinemann, London.

Jalie M. 1984. *Principles of Ophthalmic Lenses*, ABDO, London.

Wakefield KG and Bennet AG. 2000. *Bennett's Ophthalmic Prescription Work*, Butterworth-Heinemann.

Brooks CW and Borish IM. 2006. *System of Ophthalmic Dispensing*. Butterworth Heinemann.

Brooks CW. 2005. *Essentials of Ophthalmic Lens Finishing*. Butterworth-Heinemann.

Wilson D. 2006. *Practical Optical Dispensing 2nd Edition*. Open Training and Education Network, Sydney.

Wilson D and Stenersen S. 2002. *Practical Optical Workshop*. Open Training and Education Network, Sydney.