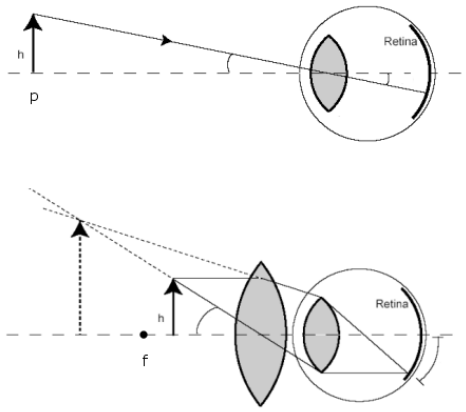
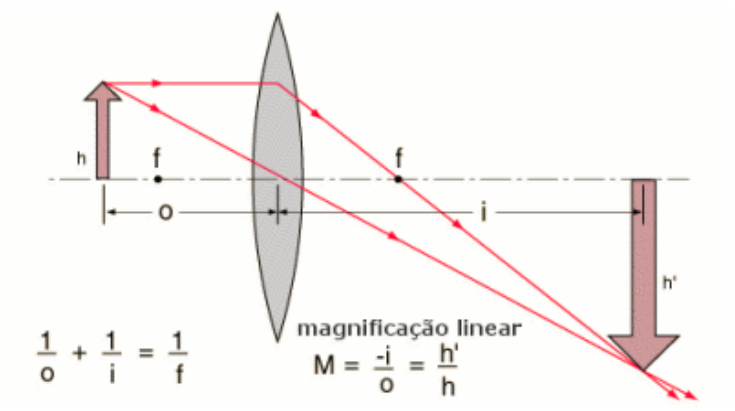
Observação: O presente texto é destinado a profissionais que necessitam somente das informações básicas relativas a alguns conceitos da óptica física que se aplicam à área de óptica oftálmica, por isso não existem grandes desenvolvimentos matemáticos ou outra forma de aprofundamento teórico.

WAVEFRONT OU FRENTE DE ONDA

O conceito de frente de onda, em inglês denominado “wave front”, ou reduzido para “wavefront”, tem ganhado significativa aplicação em óptica oftálmica, para verificar o comportamento da luz através de sistemas ópticos e indicar as correções necessárias para melhorar a qualidade da imagem obtida através destes sistemas. Esta técnica se desenvolveu inicialmente na astronomia com o objetivo de melhorar a qualidade das imagens dos telescópios uma vez que os raios de luz são refratados de forma irregular na atmosfera alterando as imagens obtidas. Assim desenvolveram-se uma série de técnicas que permitiam medir e analisar estas imagens e corrigi-las através de programas de computador. O instrumento de destaque é o aberrômetro de Shack-Hartmann, dentre outros tipos de aberrômetros, que tem sido utilizado na área da oftalmologia.

Antes disso precisamos recordar o tradicional modelo utilizado para explicar o caminho da luz através da lente que é representado pelo *raio de luz*, chamado de Traçado Geométrico ou “Ray Tracing” (em inglês), que nos permite prever a relação existente entre objeto e imagem, através pelo menos dois raios de luz com características específicas, atravessando a lente e associando os pontos do objeto visualizado à sua imagem. Esta técnica pode considerar diversos pontos da lente ao mesmo tempo para analisar e projetar as lentes, beneficiando-se do desenvolvimento da informática como suporte a este tipo de análise.



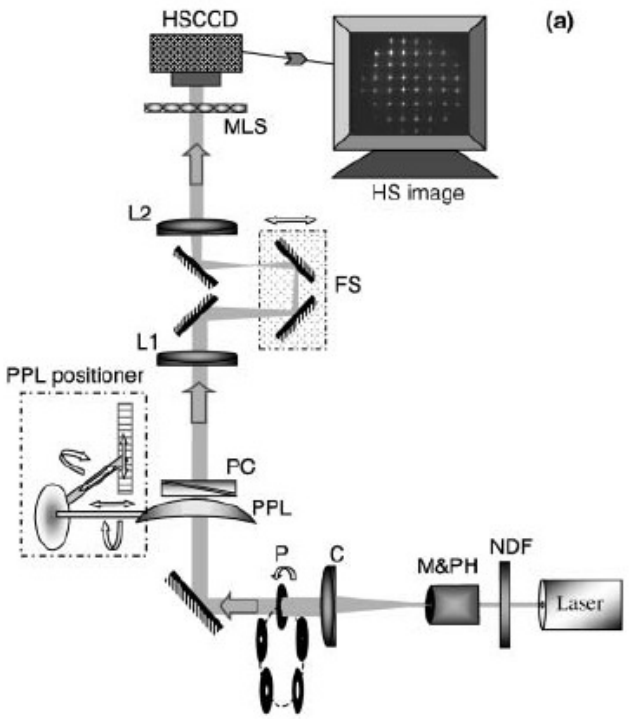


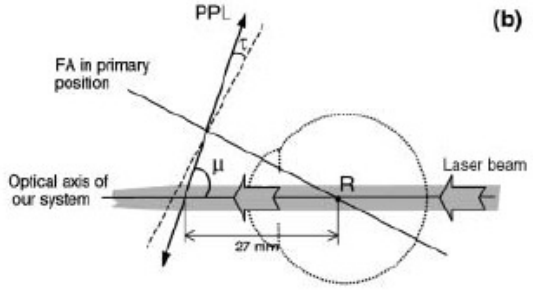
Esta técnica permite a análise de “defeitos ópticos” característicos das lentes oftálmicas, denominados aberrações. Estamos falando das aberrações monocromáticas, descritas inicialmente, por Ludwig Von Seidel (1821-1896) em meados do século 19, e são provocadas pela geometria da lente, isto é, o formato de suas curvas e o ângulo de incidência dos raios luminosos. Para o estudo das aberrações nas lentes oftálmicas adotou-se a cor verde-amarelada como referência, pois o olho humano é mais sensível e corresponde a região intermediária do espectro visível. Existe também a *aberração cromática* para qual ainda se buscam melhores soluções, mas que está relacionada com o material da lente.

Outra estratégia despontou graças ao desenvolvimento de novos instrumentos que permitem medir com maior precisão o desempenho das lentes projetadas, a técnica baseada no conceito de *“wavefront”*.

Deixando de considerar somente um raio de luz, observemos todos os raios que atravessam a lente ao mesmo tempo, como um pelotão em marcha, formando uma frente que denominamos “frente de onda” ou, em inglês, “wave front”. De uma forma mais correta defini-se Frente de Onda como *o lugar geométrico dos pontos que oscilam em mesma fase ou* Superfície de Onda é o lugar geométrico de todos os pontos em que a fase de vibração ou variação harmônica de uma quantidade física é a mesma.

Em um dos experimentos montados com aberrômetro já citado emite-se um laser finíssimo, de cerca de 0,1 mm, que varre a lente ponto a ponto, incidindo pelo lado posterior e, ao emergir pelo lado anterior, é capturado por um sensor formado de minúsculas lentes que analisam o desvio sofrido pelo raio e constroem o desenho da frente de onda. Em uma lente ideal a frente de onda que emergisse deveria ser perfeitamente plana, mas em função de seus "defeitos ópticos" ela apresenta-se deformada. Neste experimento é simulada inclusive a rotação do olho humano, que utiliza os mais diversos pontos da lente, como no caso da pessoa utilizando lentes progressivas que movimenta seus olhos do campo de longe para campo de perto.

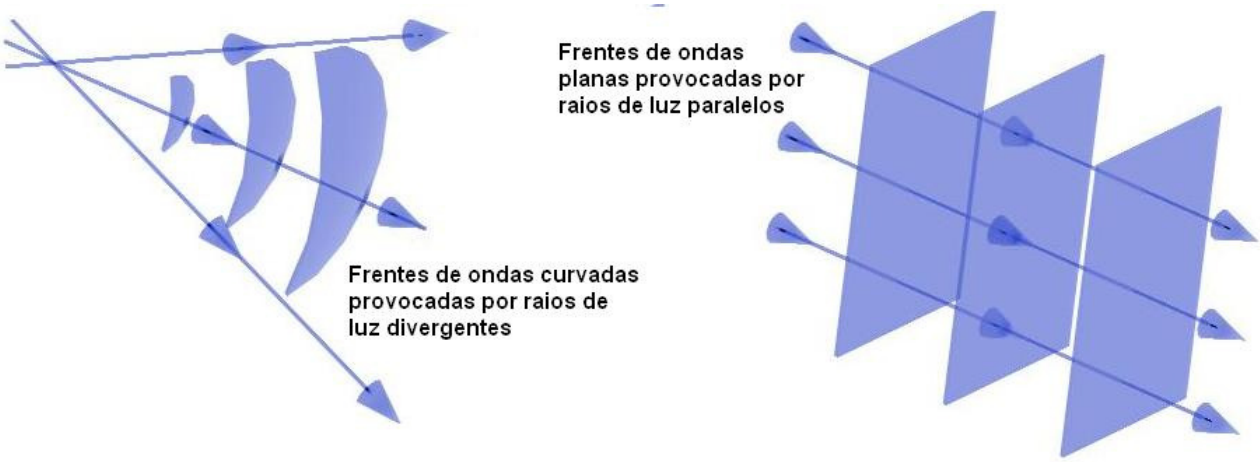




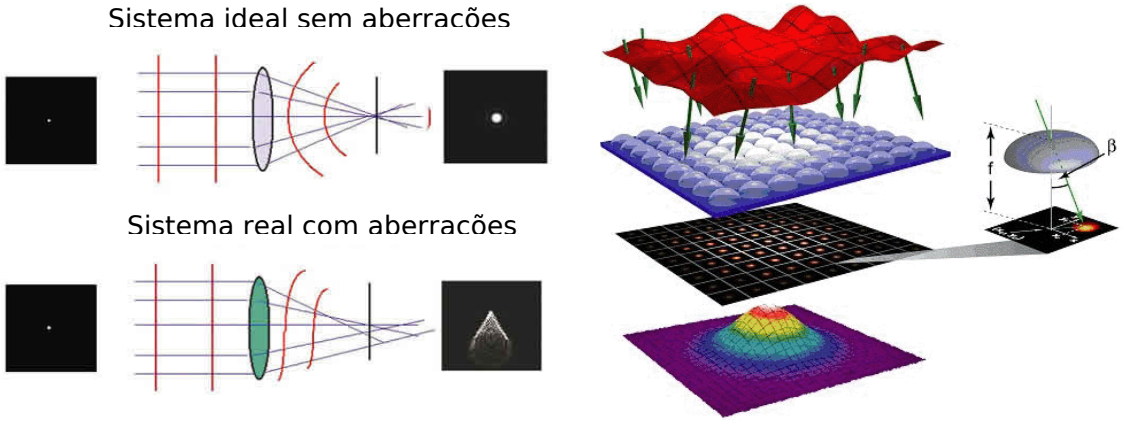
Arranjo para medição de frente de onda
NDF – filtro, M&PH – microscópio, objetiva e furo estenopeico, C – colimador com lentes acromáticas, C – tambor com diversos diâmetros de aberturas, PPL – lente em análise, no caso uma lente progressiva, PC – compensador de prisma, L1 e L2 – lentes acromáticas, FS- sistema corretor de foco, MLS – conjunto de micro lentes, HSCCD e HS sistema de captura da imagem do sistema de microlentes. PPL positioner – mecanismo posicionador para simular inclinação necessária na lente progressiva.
Na figura do olho temos:
FA – eixo de fixação, τ – ângulo pantoscópico, μ – ângulo entre FA e plano da lente e R – centro de rotação do olho.

Fontes de luz pontuais geram frentes de ondas esféricas. Como exemplos clássicos têm a chama de uma vela que, em função de seu pequeno tamanho, pode ser aproximadamente considerada como um ponto luminoso gerando frentes de onda de forma esférica, outra fonte forma gera frentes de onda planas é o Sol que incide sobre a Terra, onde raios de luz são praticamente paralelos. Não devemos, porém nos esquecer da diferença entre as fontes de luz coerentes ou *incoerentes e policromáticas ou monocromáticas.*

A melhor visualização de uma frente de onda é obtida através de uma fonte de luz coerente e monocromática. O exemplo do sol e da vela produzem frentes de onda de diversos comprimentos.



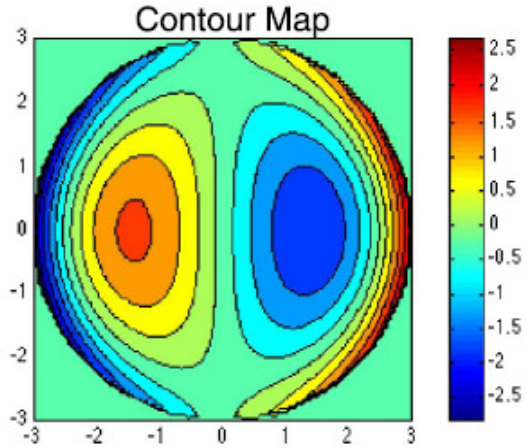
Uma lente esférica ideal produz mudança na forma da frente de onda quando a luz a atravessa, uma frente de onda paralela, ao atravessar a lente se tornará esférica ou vice versa. Já na lente real a frente de onda estará deformada. Através de um sensor é possível captarmos esta onda deformada e elaborar um mapa que permite descrever as características desta onda.

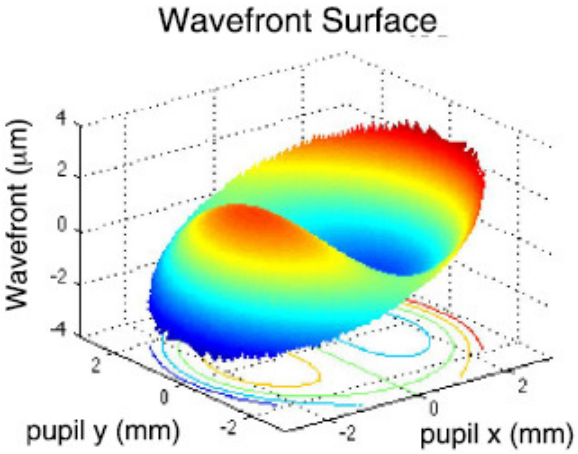


Como esta onda deformada é muito complexa, é mais simples de entendê-la considerando-a como a soma de ondas com formas mais simples, cujos efeitos somados corresponderam à frente original, identificando quais são

as aberrações que estão presentes. A forma utilizada para esta decomposição foi desenvolvida por Frederik Zernike (1888-1966), através de uma série de fórmulas chamadas de *Polinômios de Zernike*, onde cada termo descreve uma aberração específica e que acabou sendo padrão para a análise das frentes de onda. A descrição de Zernike tem algumas diferenças da proposta por Seidel, apesar da semelhança de alguns nomes.

Para poder visualizar de melhor as aberrações é elaborado, para cada aberração específica, um mapa colorido, semelhante a um mapa topográfico onde representamos através de cores as distâncias que cada ponto apresenta em relação à frente de onda ideal que seria plana. No desenho abaixo apresentamos o coma onde os pontos em vermelho estão mais altos do que a frente de onda plana e os azuis mais baixos e a unidade de medida é o micrometro. Quanto mais próximo do verde, mais próximo o ponto estará da frente de onda ideal.





Forma de onda complexa

II

Astigmatismo 45º + Esférico + Astimatismo 90º

$= c_0 + \ldots + c_3$ $+ c_4$ $+ c_5$ $+$

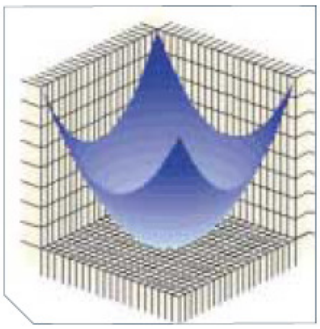
Coma vertical + Coma Horizontal + Trefoil

$+ \ldots + c_7$ $+ c_8$ $+ \ldots + c_{10}$ $+$

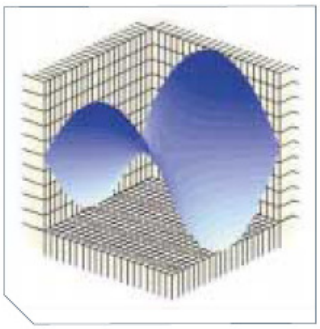
Aberração esférica

$+ \ldots + c_{12}$ $+ \ldots$

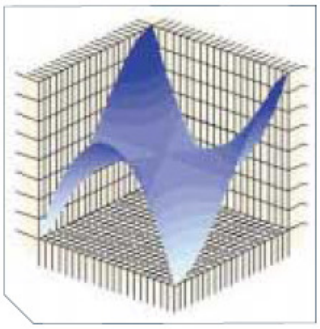
Forma de onda das principais aberrações.



Esférico



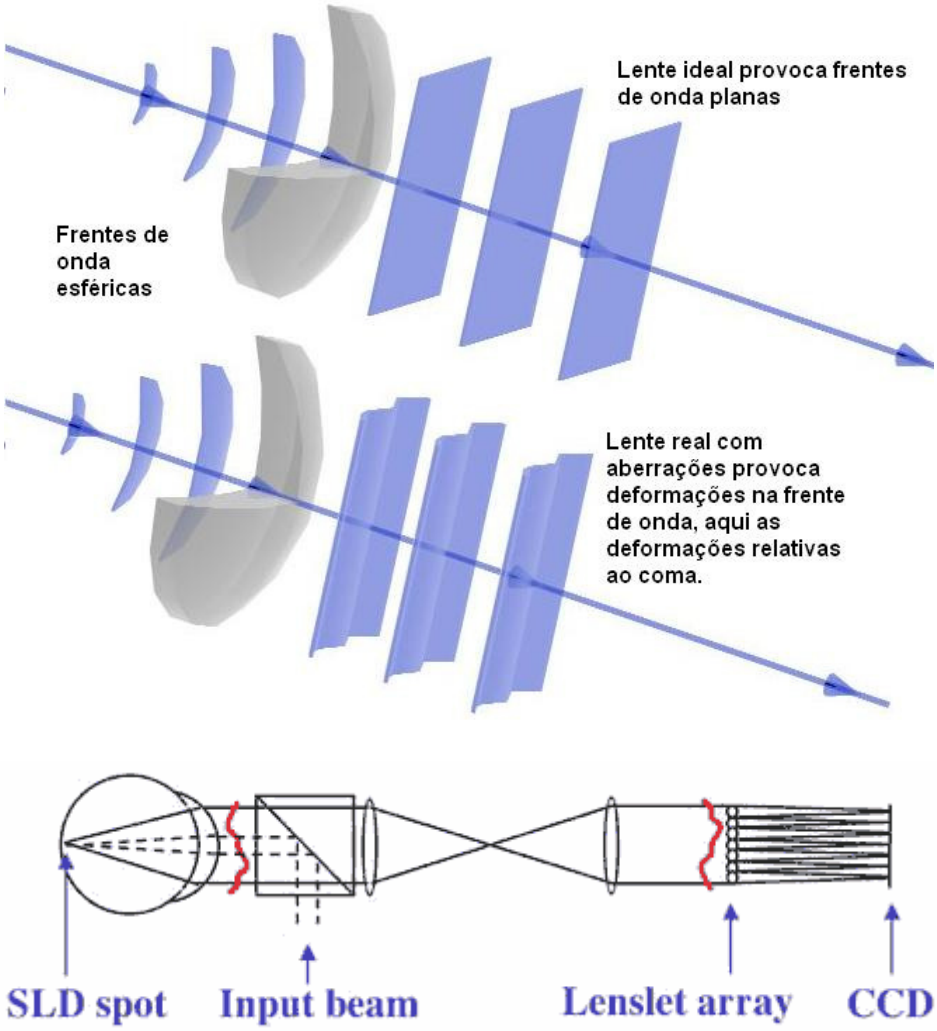
Cilíndrico



Trevo ou Trefoil

Cada tipo de aberração produzirá uma alteração na forma da onda. A *aberração esférica*, por exemplo, acentua a curvatura da frente tornando-a mais fechada na periferia e mais plana no centro, o *astigmatismo* faz com que a onda apresente um formato de “sela de cavalo”, outras aberrações geram formas mais complexas. Além disso, elas podem ser de *baixa* ou de *alta ordem*. As aberrações esféricas e astigmáticas são de baixa ordem e as principais responsáveis pelos “defeitos ópticos” das lentes, e também as identificamos nas dioptrias esféricas e cilíndricas, medidas através do Lensômetro, cujas variações podem ser percebidas quando efetuamos medições próximas ao centro da lente. Com a evolução da tecnologia, buscando reduzir estas variações e as aberrações de alta ordem começam a ser o próximo objetivo, como o *coma.* Seus efeitos na qualidade da visão são mais sutis como

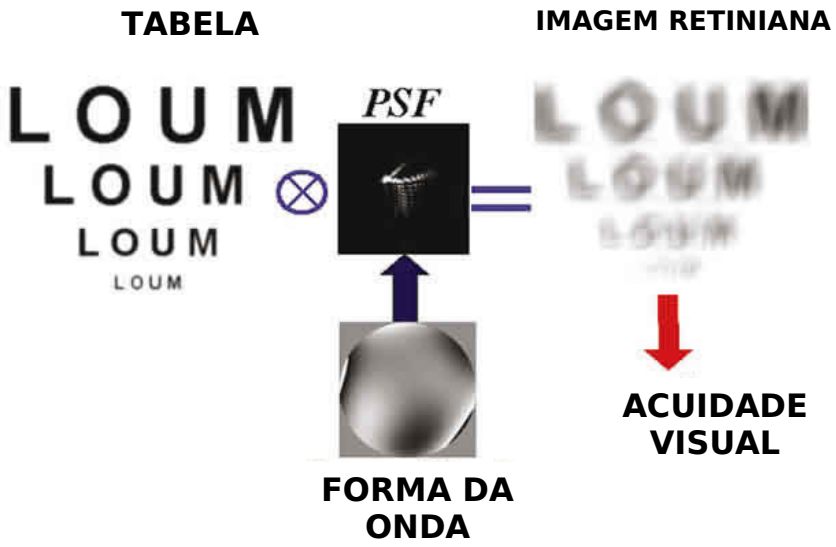
o ofuscamento, a perda de percepção de cores e de contraste. O coma é uma aberração de terceira ordem, cuja deformação na frente de onda plana é semelhante a uma ondulação. Existem ainda outras aberrações de ordens superiores, quarta, quinta, ou mais, e tudo depende do grau de precisão objetivado na medição objetivada.



O exemplo dado no artigo do Prof. Paulo Schor é interessante: Imagine você assistindo uma orquestra, a música que você ouve é o resultado da soma de todos os instrumentos, se a orquestra desafinar é necessário ouvir cada instrumento separadamente para verificar qual está fora da harmonia para corrigi-lo.

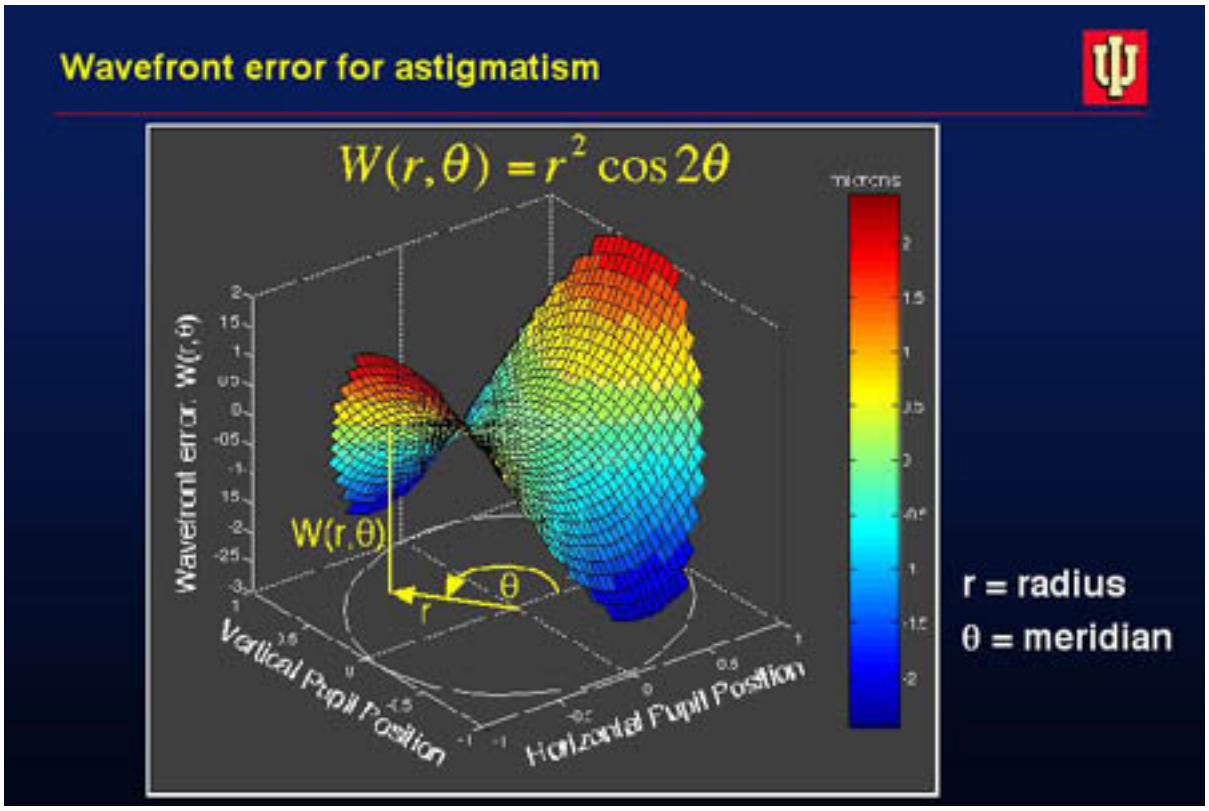
A técnica de medição de wavefront busca identificar as deformações

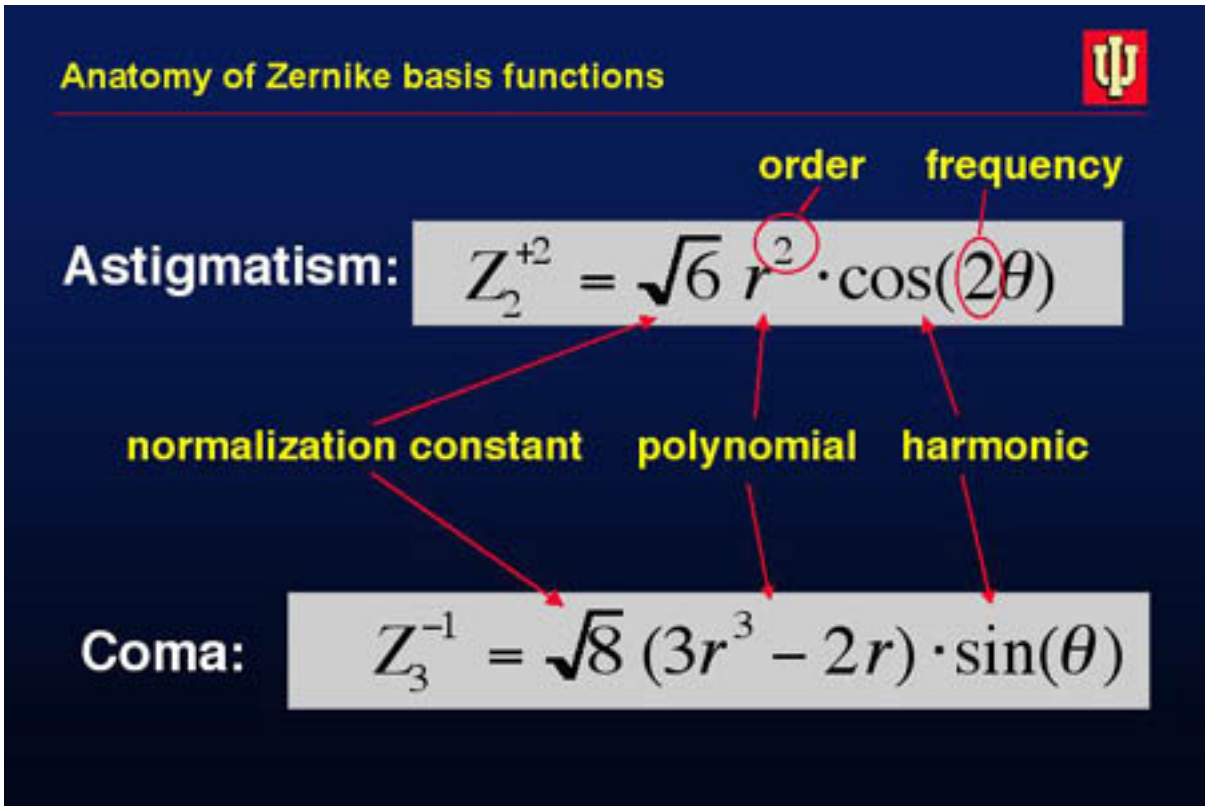
existentes na frente de onda e suas causas para que a geometria da lente possa ser ajustada de forma a resolver ou minimizar o problema. Um obstáculo é a dificuldade de reduzir duas ou mais aberrações ao mesmo tempo, pois quando se reduz um tipo, outro tipo ganha destaque. Este é o motivo de existirem tantos projetos de lente, onde cada fabricante busca reduzir aquelas aberrações que considera mais significativas em suas pesquisas.



A expressão matemática dos polinômios de Zernick é complexa e a cada termo está atribuído um componente específico de aberração dividido em diversas ordens. Cada aberração pode ser representada por uma equação onde os 18 primeiros termos descrevem as aberrações somente até o nível da quinta ordem. Para ter uma idéia do nível de detalhamento mesmo o astigmatismo, identificado normalmente pelo eixo e pela dioptria cilíndrica, nestes polinômios é decomposto em dois eixos.

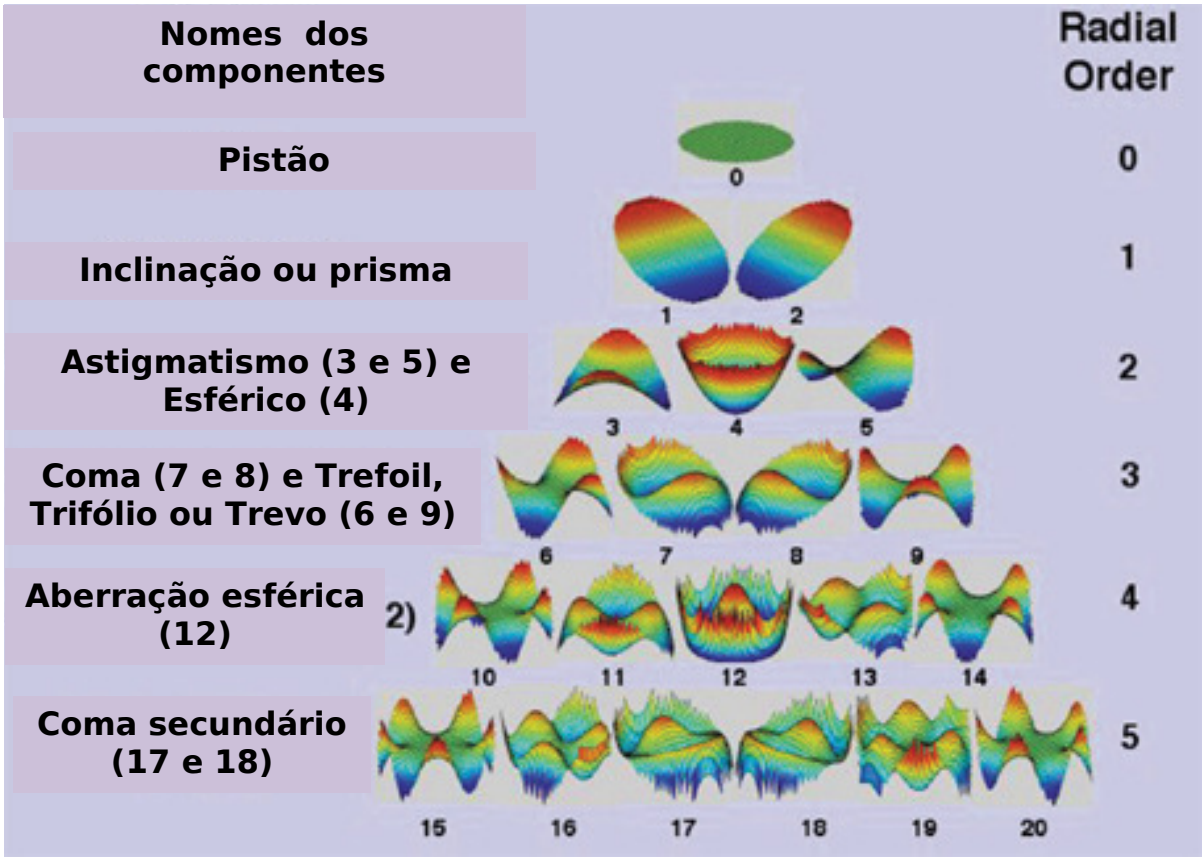
As figuras a seguir são de uma palestra da Universidade de Indiana, que é uma escola de Optometria (http://research.opt.indiana.edu/). Para que possamos fazer uma analogia com a tabela que se segue às figuras é necessário entender que estes polinômios estão expressos em coordenadas polares que são o raio, normalmente indicado por “r” ou “ρ” (rô) e o ângulo, indicado pela letra “Θ” (téta)


Wavefront error for astigmatism
$W(r,\theta) = r^2 \cos 2\theta$
Wavefront error, W(r,θ)
W(r,θ)
r
θ
Vertical Pupil Position
Horizontal Pupil Position
r = radius
θ = meridian


Anatomy of Zernike basis functions
order
frequency
Astigmatism: $Z_2^{+2} = \sqrt{6}\, r^2 \cdot \cos(2\theta)$
normalization constant
polynomial
harmonic
Coma: $Z_3^{-1} = \sqrt{8}\,(3r^3 - 2r) \cdot \sin(\theta)$

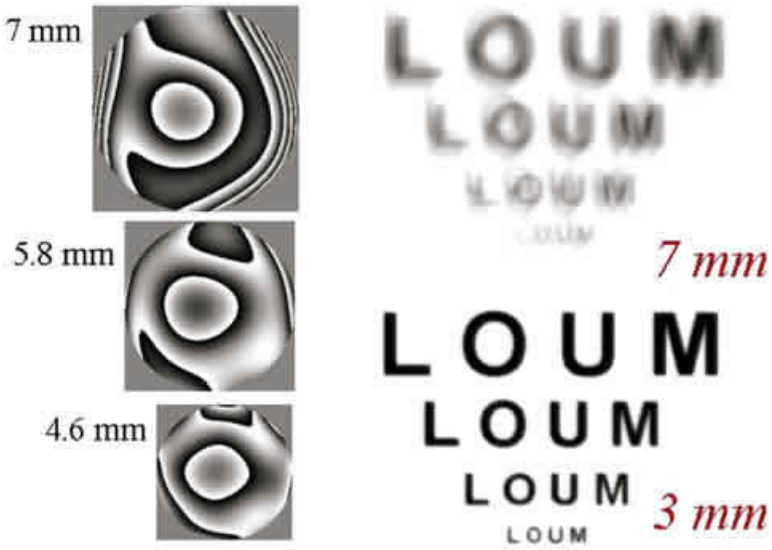
Índice (j)	Ordem (n)	Freqüência Angular (m)	Indexação Simples Z_j	Indexação Dupla Z_n^m	Nome Usual	$Z_n^m(\rho,\theta)$
0	0	0	Z_0	Z_0^0	Pistão	1
1	1	-1	Z_1	Z_1^{-1}	Inclinação (*Tilt*)	$2\rho\, sen\,\theta$
2	1	1	Z_2	Z_1^1	Inclinação (*Tilt*)	$2\rho\cos\theta$
3	2	-2	Z_3	Z_2^{-2}	Astigmatismo	$\sqrt{6}\,\rho^2\, sen\, 2\theta$
4	2	0	Z_4	Z_2^0	Defocus (Miopia ou Hipermetropia)	$\sqrt{3}\,(2\rho^2-1)$
5	2	2	Z_5	Z_2^2	Astigmatismo	$\sqrt{6}\,\rho^2\cos 2\theta$
6	3	-3	Z_6	Z_3^{-3}	Trifólio (*Trefoil*)	$\sqrt{8}\,\rho^3\, sen\, 3\theta$
7	3	-1	Z_7	Z_3^{-1}	Coma	$\sqrt{8}\,(3\rho^3-2\rho)\, sen\,\theta$
8	3	1	Z_8	Z_3^1	Coma	$\sqrt{8}\,(3\rho^3-2\rho)\cos\theta$
9	3	3	Z_9	Z_3^3	Trifólio (*Trefoil*)	$\sqrt{8}\,\rho^3\cos 3\theta$
10	4	-4	Z_{10}	Z_4^{-4}	Quadrifólio (*Quadrifoil*)	$\sqrt{10}\,\rho^4\, sen\, 4\theta$
11	4	-2	Z_{11}	Z_4^{-2}		$\sqrt{10}\,(4\rho^4-3\rho^2)\, sen\, 2\theta$
12	4	0	Z_{12}	Z_4^0	Aberração Esférica	$\sqrt{5}\,(6\rho^4-6\rho^2+1)$
13	4	2	Z_{13}	Z_4^2		$\sqrt{10}\,(4\rho^4-3\rho^2)\cos 2\theta$
14	4	4	Z_{14}	Z_4^4	Quadrifólio (*Quadrifoil*)	$\sqrt{10}\,\rho^4\cos 4\theta$
15	5	-5	Z_{15}	Z_5^{-5}		$\sqrt{12}\,\rho^5\, sen\, 5\theta$
16	5	-3	Z_{16}	Z_5^{-3}		$\sqrt{12}\,(5\rho^5-4\rho^3)\, sen\, 3\theta$
17	5	-1	Z_{17}	Z_5^{-1}	Coma Secundário	$\sqrt{12}\,(10\rho^5-12\rho^3+3\rho)\, sen\,\theta$
18	5	1	Z_{18}	Z_5^1	Coma Secundário	$\sqrt{12}\,(10\rho^5-12\rho^3+3\rho)\cos\theta$

http://www1.univap.br/irapuan/Exame/zernicke/Appendix-Zernike.htm#Tab1



A condição de reduzir as aberrações da lente passa ainda pela análise da interação entre o olho e lente, fatores como o diâmetro da pupila é considerado no projeto das lentes, e na tecnologia de análise por wavefront. A relação entre o movimento de cabeça e a utilização dos movimentos oculares também são considerados nos novos projetos, para determinar a área utilizada da lente concentrando nestes pontos as melhorias desejadas..

Efeito do tamanho da pupila nas aberrações



http://scien.stanford.edu/class/psych221/projects/05/rapaport/prime.htm