

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS APLICADAS À
CIRURGIA E À OFTALMOLOGIA

DESEMPENHO ÓPTICO DE LENTES INTRAOCULARES:
INFLUÊNCIA DAS ALTERAÇÕES DE POSICIONAMENTO
E DO PODER DIÓPTRICO

Bruno Lovaglio Cançado Trindade

2017

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS APLICADAS À
CIRURGIA E À OFTALMOLOGIA

TESE DE DOUTORADO APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-
GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS APLICADAS À CIRURGIA E À OFTALMOLOGIA
COMO REQUISITO PARCIAL PARA OBTENÇÃO DE TÍTULO DE DOUTOR DO
ALUNO BRUNO LOVAGLIO CANÇADO TRINDADE

DESEMPENHO ÓPTICO DE LENTES INTRAOCULARES:
INFLUÊNCIA DAS ALTERAÇÕES DE POSICIONAMENTO
E DO PODER DIÓPTRICO

Bruno Lovaglio Cançado Trindade

Orientador: Professor Sebastião Cronemberger

Co-Orientador: Professor Davies William de Lima Monteiro

Trindade, Bruno Lovaglio Caçado.
T833d Desempenho óptico de lentes intraoculares [manuscrito]: influência das alterações de posicionamento e do poder dióptrico. / Bruno Lovaglio Caçado Trindade. - - Belo Horizonte: 2017.
95f.: il.
Orientador: Sebastião Cronemberger Sobrinho.
Coorientador: Davies William de Lima Monteiro.
Área de concentração: Ciências Aplicadas à Cirurgia e à Oftalmologia.
Tese (doutorado): Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Medicina.

1. Lentes Intraoculares. 2. Implante de Lente intraocular. 3. Acuidade Visual. 4. Dissertações Acadêmicas. I. Cronemberger Sobrinho, Sebastião. II. Monteiro, Davies William de Lima. III. Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Medicina. IV. Título.

NLM: WW 358

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca J. Baeta Vianna – Campus Saúde UFMG

Dedico esse trabalho à Paulinha e à Alice por me fazerem sentir o maior amor que se pode conhecer. Dedico, também, à Dani pelo amor diário, pela companhia incondicional e apoio constante.

Tese de Doutorado apresentada em sessão pública pelo aluno Bruno Lovaglio Cançado Trindade, do Curso de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Cirurgia e à Oftalmologia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Minas Gerais, para a comissão examinadora:

Prof. Dr. Sebastião Cronemberger (Orientador)

Prof. Dr. Davies William de Lima Monteiro (Co-orientador)

Prof. Dr. João Marcelo de Almeida Gusmão Lyra

Prof. Dr. Marcony Rodrigues de Santhiago

Prof. Dr. Joel Edmur Boteon

Prof. Dr. Marco Antônio Guarino Tanure

Prof. Dr. Daniel Amorim Leite (Suplente)

Prof. Dr. Daniel Vítor de Vasconcelos Santos (Suplente)

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos que de forma direta ou indireta puderam contribuir para a realização desse trabalho. Agradeço o apoio do Professor Dr. Sebastião Cronemberger, sempre solícito e sempre disposto a ajudar de todas as formas possíveis. Agradeço também ao constante apoio do Professor Dr. Davies William de Lima Monteiro que foi, desde o primeiro dia, motivador e estimulador de todas as idéias que vieram antes, durante e que ainda virão depois desse trabalho. Agradeço também pelo seu exemplo de liderança e dedicação ao ensino. Agradeço ao Dr. Felipe Tayer do Amaral com quem muito aprendi e que foi fundamental para a realização desse trabalho.

Por fim, agradeço o apoio dos familiares, amigos e colegas que ajudaram durante toda essa jornada.

INSTITUIÇÃO

Reitor: Prof. Jaime Arturo Ramírez

Vice-Reitora: Profa. Sandra Regina Goulart Almeida

Pró-Reitora de Pós-Graduação: Denise Maria Trombert de Oliveira

Pró-Reitor de Pesquisa: Prof. Ado Jório

Diretor da Faculdade de Medicina: Prof. Tarcizo Afonso Nunes

Vice-Diretor da Faculdade de Medicina: Prof. Humberto José Alves

Coordenador do Centro de Pós-Graduação: Prof. Luiz Armando Cunha de Marco

Chefe do Departamento de Cirurgia: Prof. Renato Santiago Gomes

Chefe do Departamento de Oftalmologia e Otorrinolaringologia: Profa. Helena Maria
Gonçalves Becker

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Cirurgia e à
Oftalmologia: Prof. Túlio Pinho Navarro

Subcoordenadora do Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Cirurgia e à
Oftalmologia: Profa. Vivian Resende

Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Cirurgia e à
Oftalmologia:

Prof. Tulio Pinho Navarro (coordenador)

Profa. Vivian Resende (subcoordenadora)

Prof. Agnaldo Soares Lima

Prof. Marcio Bittar Nehemy

Prof. Marco Aurélio Lana Peixoto

Prof. Renato Santiago Gomes

Representante Discente: Taíse Miriam Ramos Mosso

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	III
AGRADECIMENTOS	V
INSTITUIÇÃO	VI
SUMÁRIO	VII
LISTA DE FIGURAS	VIII
LISTA DE TABELAS	IX
LISTA DE QUADROS	X
LISTA DE GRÁFICOS	XI
LISTA DE SIGLAS E ABREVIACÕES	XIII
1. RESUMO	1
2. ABSTRACT	2
3. INTRODUÇÃO	3
4. OBJETIVOS	12
5. MATERIAIS E MÉTODO	13
Lentes Intraoculares	13
Circuito Óptico	14
Variáveis Analisadas	30
Simulação de Implantação Intraocular	33
Análise dos Dados	36
6. RESULTADOS	37
Lentes Centralizadas	37
Lentes Descentralizadas	44
Lentes Inclínadas	57
7. DISCUSSÃO	70
8. CONCLUSÕES	77
9. APOIO FINANCEIRO	78
10. REFERÊNCIAS	79
11. ANEXOS	83

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Pirâmide dos polinômios de Zernike	5
Figura 2 - Relação entre o eixo visual e o eixo pupilar	9
Figura 3 - Câmera utilizada para capturar a frente de onda resultante	15
Figura 4 - Padrão de Hartmann.	16
Figura 5 - Esquema de um sensor de Hartmann-Shack.	17
Figura 6 - Circuito Óptico.	18
Figura 7 - Componentes iniciais do circuito óptico	19
Figura 8 - Fonte Pontual e suporte da LIO	20
Figura 9 - Relay óptico	21
Figura 10 - Circuito óptico com relays	22
Figura 11 - Esquema do circuito óptico utilizado	23
Figura 12 - Procedimento de calibração da câmera	24
Figura 13- Parâmetros calculados pelo Front Surfer	24
Figura 14 - Aberrações antes e depois do alinhamento da LIO	26
Figura 15 - Frente de onda medida	30
Figura 16 - Imagem de um ponto em um sistema óptico	31
Figura 17 - Padrão de irradiância da imagem de um ponto.	32
Figura 18 - PSF de um sistema óptico hipotético.	33
Figura 19 - Tela do software Zemax®.	34
Figura 20 - SN60AT®. MTF da simulação de implante intraocular	40
Figura 21 - MX60®. MTF da simulação de implante intraocular	41
Figura 22 - ZCB00®. MTF da simulação de implante intraocular	42
Figura 23 - SN60WF®. MTF da simulação de implante intraocular	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média das medidas nas lentes centralizadas

37

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Características das LIOs utilizadas

13

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Aberração esférica das lentes centralizadas	39
Gráfico 2 - SN60AT®. Astigmatismo induzido com a descentralização	45
Gráfico 3 - MX60®. Astigmatismo induzido com a descentralização	45
Gráfico 4 - ZCB00®. Astigmatismo induzido com a descentralização	46
Gráfico 5 - SN60WF®. Astigmatismo induzido com a descentralização	46
Gráfico 6 - SN60AT®. Aberrações induzidas com a descentralização	47
Gráfico 7 - MX60®. Aberrações induzidas com a descentralização	48
Gráfico 8 - ZCB00®. Aberrações induzidas com a descentralização	48
Gráfico 9 - SN60WF®. Aberrações induzidas com a descentralização	49
Gráfico 10 - SN60AT®. Aberração esférica induzida com a descentralização	50
Gráfico 11 - MX60®. Aberração esférica induzida com a descentralização	50
Gráfico 12 - ZCB00®. Aberração esférica induzida com a descentralização	51
Gráfico 13 - SN60WF®. Aberração esférica induzida com a descentralização	51
Gráfico 14 - SN60AT®. Variação do Strehl Ratio com a descentralização	52
Gráfico 15 - MX60®. Variação do Strehl Ratio com a descentralização	53
Gráfico 16 - ZCB00®. Variação do Strehl Ratio com a descentralização	53
Gráfico 17 SN60WF®. Variação do Strehl Ratio com a descentralização	54
Gráfico 18 - SN60AT® - Variação da RQME com a descentralização	55
Gráfico 19 - MX60® - Variação da RQME com a descentralização	55
Gráfico 20 - ZCB00® - Variação da RQME com a descentralização	56
Gráfico 21 - SN60WF® - Variação da RQME com a descentralização	56
Gráfico 22 - SN60AT®. Astigmatismo induzido com a inclinação	58
Gráfico 23 - MX60®. Astigmatismo induzido com a inclinação	58
Gráfico 24 - ZCB00®. Astigmatismo induzido com a inclinação	59
Gráfico 25 - SN60WF®. Astigmatismo induzido com a inclinação	59
Gráfico 26 - SN60AT®. Aberrações induzidas com a inclinação	60

Gráfico 27 - MX60®. Aberrações induzidas com a inclinação	61
Gráfico 28 - ZCB00®. Aberrações induzidas com a inclinação	61
Gráfico 29 - SN60WF®. Aberrações induzidas com a inclinação	62
Gráfico 30 - SN60AT®. Aberração esférica induzida com a inclinação	63
Gráfico 31 - MX60®. Aberração esférica induzida com a inclinação	63
Gráfico 32 - ZCB00®. Aberração esférica induzida com a inclinação	64
Gráfico 33 - SN60WF®. Aberração esférica induzida com a inclinação	64
Gráfico 34 - SN60AT®. Variação do Strehl Ratio com a inclinação	65
Gráfico 35 - MX60®. Variação do Strehl Ratio com a inclinação	66
Gráfico 36 - ZCB00®. Variação do Strehl Ratio com a inclinação	66
Gráfico 37 - SN60WF®. Variação do Strehl Ratio com a inclinação	67
Gráfico 38 - SN60AT®. Variação da RQME com a inclinação	68
Gráfico 39 - MX60®. Variação da RQME com a inclinação	68
Gráfico 40 - ZCB00®. Variação da RQME com a inclinação	69
Gráfico 41 - SN60WF®. Variação da RQME com a inclinação	69

LISTA DE SIGLAS E ABREVIACOES

AMO	Abbott Medical Optics©
ANSI	Instituto de padrões nacional americano (do inglês <i>American National Standards Institute</i>)
CCD	Dispositivo de carga acoplada (do inglês <i>Charged-coupled device</i>)
D	Dioptria
h	Horas
IOL	Lente intraocular (do inglês <i>Intraocular lens</i>)
LIO	Lente intraocular
mm	Milímetro
μm	Micrmetro
MTF	Função de transferência da modulação (do inglês <i>Modulation transfer function</i>)
mW	Miliwatt
n	ndice de refração
nm	Nanmetro
NTIOL	Lente de nova tecnologia (do inglês <i>New technology IOL</i>)
OptMA	Laboratório para Optrnica e Microtecnologia Aplicada
PSF	Função de espalhamento de ponto (do inglês <i>Point spread function</i>)
RQME	Razão de qualidade da modulação espectral
SR	Razão de Strehl (do inglês <i>Strehl ratio</i>)
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
	grau

1. RESUMO

Objetivo: Verificar e analisar a magnitude das aberrações de baixa e alta ordens induzidas por diferentes modelos de lentes intraoculares (LIOs) comercialmente disponíveis com poderes dióptricos diversos. Verificar e analisar o impacto dessas aberrações no desempenho óptico das lentes quando estão alinhadas bem como quando estão descentralizadas ou inclinadas.

Materiais e Método: LIOs de três importantes fabricantes mundiais: Bausch & Lomb®, Alcon® e Abbott Medical Optics® foram utilizadas. Foram analisadas duas lentes de 15 dioptrias (D), 20 D e 25 D de cada modelo. Foram utilizadas lentes esféricas e asféricas. As aberrações foram medidas em um circuito óptico para análise das lentes intraoculares baseado em um sensor de Hartmann-Shack e reconstruídas utilizando os polinômios de Zernike. Além disso, foi feita uma simulação de implante intraocular dessas lentes em um *software* para projetos ópticos.

Resultados: O poder dióptrico medido em todas as lentes analisadas estava dentro da faixa de variação tolerada pela norma internacional vigente. Houve aumento do astigmatismo e do coma induzido com a descentralização e inclinação das lentes. As lentes asféricas com aberração esférica negativa, embora tenham apresentado melhor qualidade óptica quando centralizadas, tiveram seu desempenho mais prejudicado com a descentralização e a inclinação. As lentes asféricas "neutras" apresentaram *Strehl Ratio* mais alto em situações de descentralização e inclinação.

Conclusões: Os desvios de posicionamento induzem aberrações que degradam a imagem produzida por todas as lentes analisadas. As lentes asféricas "neutras" apresentaram parâmetros ópticos superior às demais em situações de descentralização e inclinação.

Palavras-Chave:

Lente Intraocular, Aberração esférica, Aberrações de alta ordem, Polinômios de Zernike, Desempenho Óptico

2. ABSTRACT

Purpose: To analyze the magnitude of low and high order aberrations of different commercially available intraocular lenses (IOLs). To analyze the importance of these aberrations in the IOLs optical performance when they are perfectly centered as well as decentered or tilted.

Materials and Method: Spherical and aspheric IOLs from 3 major global suppliers (Bausch & Lomb®, Alcon® e Abbott Medical Optics®) with optical powers of 15 diopter (D), 20 D and 25 D were analyzed. Two lenses of each power were used. A Hartmann-Schack based optical circuit was used to verify the induced aberrations and Zernike polynomials were used to reconstruct the detected wavefront. Intraocular performance was also simulated using an optical design software.

Results: IOLs optical power measured were in accordance to the current international standards in all analyzed lenses. There was induction of astigmatism and coma with IOL decentration and tilt. Aspheric lenses with negative spherical aberration, although having better optical performance when centered, had the highest performance compromise when decentered or tilted.

Conclusions: Lens decentration and tilt produced aberrations that compromised image quality. "Neutral" aspheric lenses had the best performance under these situations.

Keywords:

Intraocular lens, spherical aberration, higher order aberration, Zernike polynomials, optical performance

3. INTRODUÇÃO

A implantação da lente intraocular (LIO) após a extração do cristalino opacificado foi um dos principais marcos da evolução da cirurgia de catarata. Ela possibilitou a correção da afacia induzida pela cirurgia de uma forma muito mais reprodutível e eficiente eliminando a necessidade de óculos com alto poder dióptrico e, por conseguinte, com altas aberrações. Muito se evoluiu desde o primeiro modelo usado por Harold Ridley em 1949 e publicado em 1952 [1]. A evolução dos materiais com a incorporação de polímeros dobráveis, associada ao desenvolvimento da técnica de facoemulsificação, possibilitou que a cirurgia fosse realizada com incisões pequenas. Dessa forma, a recuperação visual dos pacientes tornou-se muito mais rápida e os resultados ficaram mais reprodutíveis. Começava aí a revolução da cirurgia de catarata para se tornar uma cirurgia refrativa intraocular.

Acredita-se que são feitas aproximadamente 20 milhões de cirurgias de catarata anualmente no mundo sendo que, na imensa maioria dessas, são implantadas lentes intraoculares [2]. No Brasil, segundo dados disponibilizados pelo Ministério da Saúde, em 2015, foram realizadas mais de 473 mil cirurgias de catarata com implante de LIO pelo Sistema Único de Saúde com investimento aplicado de R\$297.014.652,76 [3, 4].

Atualmente, a cirurgia de catarata é realizada cada vez mais precocemente no intuito de corrigir as disfunções visuais que as opacidades cristalínicas iniciais trazem. Dessa forma, cada vez mais, opera-se pacientes jovens com vida social e profissional ativa e com uma demanda visual alta. A evolução da propedêutica pré-operatória associada a melhoria de fórmulas para cálculo do poder das LIOs possibilitam uma previsibilidade refracional maior. Com isso, os pacientes apresentam expectativas elevadas quanto à recuperação visual precoce e uma visão perfeita sem a necessidade de correção com óculos.

As LIOs atuais permitem corrigir não apenas o erro refrativo causado pela afacia. As lentes de nova tecnologia (NTIOL - do inglês: *new technology intraocular lens*) são capazes de corrigir erros refrativos cilíndricos, minimizar os efeitos da presbiopia além de corrigirem

aberrações de alta ordem que degradam a imagem recebida pela retina, aumentando assim a sensibilidade ao contraste percebida pelo paciente.

O conceito de frente de onda é fundamental para se proceder no entendimento dos assuntos aqui abordados. A forma com que um feixe luminoso se propaga no espaço pode ser descrita pela forma da frente de onda em cada seção do feixe. A frente de onda é um plano que conecta pontos isofásicos de um feixe luminoso se propagando no espaço. Quando os raios de luz estão paralelos, sem nenhuma vergência ou aberração (situação de uma fonte de luz localizada infinitamente longe propagando-se no vácuo) diz-se que a frente de onda desse feixe é plana. Quando esse mesmo feixe de luz atinge uma lente convergente sofrendo refração, a frente de onda modifica sua forma assumindo um formato convexo que vai progressivamente diminuindo seu diâmetro até que sofra convergência para um ponto único. Entretanto, a convergência de um feixe luminoso para um único ponto não ocorre na realidade visto que, em todos os sistemas ópticos, existem imperfeições que induzem aberrações na frente de onda resultante.

O formato de qualquer frente de onda pode ser descrito matematicamente por várias técnicas. Uma delas, muito usada na oftalmologia e na engenharia óptica, é através dos termos de Zernike. Esses termos são funções matemáticas que descrevem formas em uma base definida por um círculo unitário que, somadas de maneira ponderada, podem caracterizar qualquer frente de onda desde que essa esteja contida em um círculo. Esses termos são infinitos mas agrupados em ordens e, classicamente, são divididos em dois grandes grupos: Os termos de baixa ordem (ordens zero, primeira e segunda) - cujos principais componentes são o defoco (Z^0_2) e o astigmatismo (Z^{-2}_2 e Z^2_2) - e os termos de alta ordem (a partir da terceira ordem) cujos termos mais importantes na prática oftalmológica são a aberração esférica (Z^0_4), o coma (Z^{-1}_3 e Z^1_3) e o trifólio (Z^{-3}_3 e Z^3_3) (Figura 1).

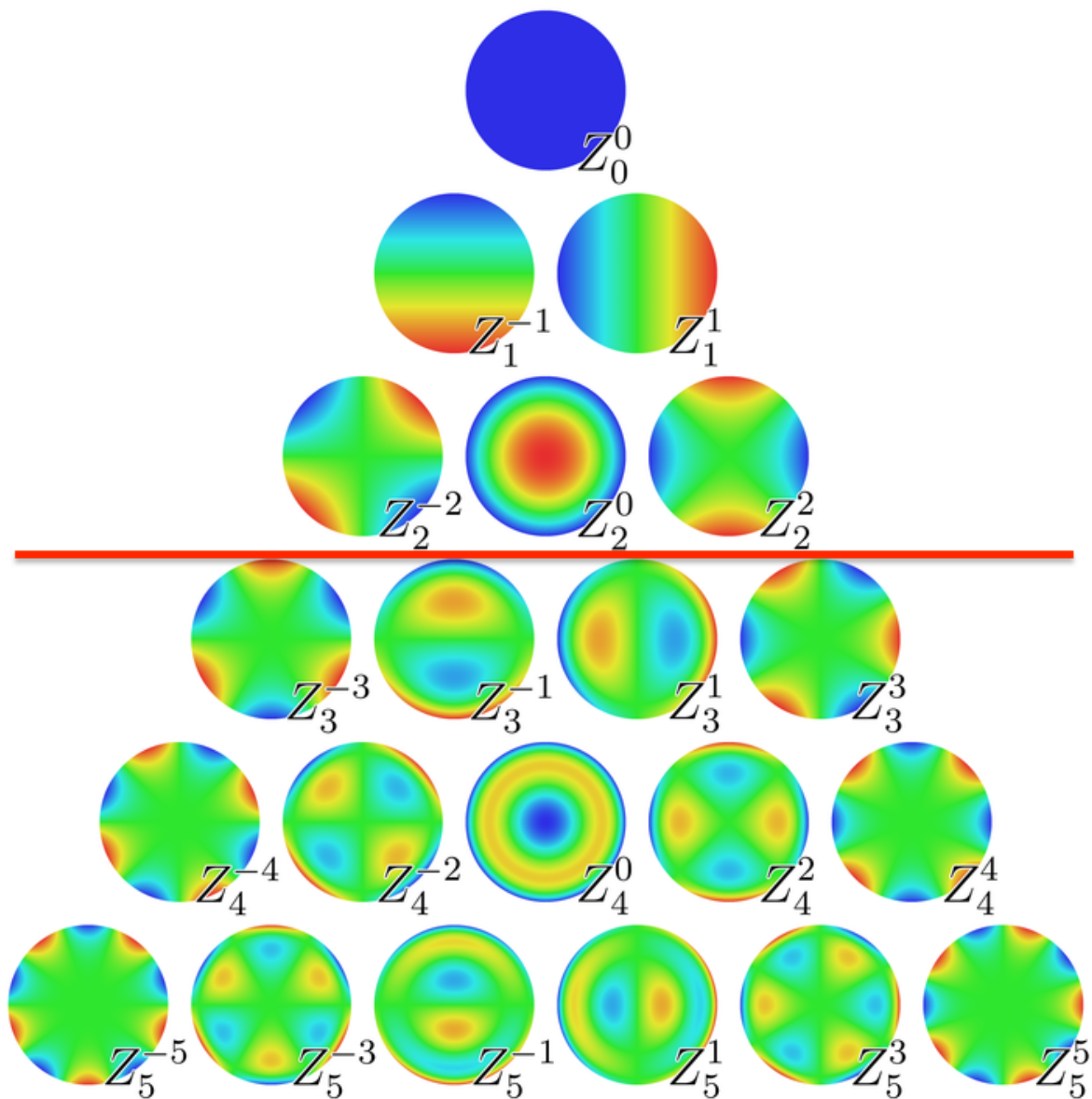


FIGURA 1 - PIRÂMIDE DOS POLINÔMIOS DE ZERNIKE

AS ABERRAÇÕES REPRESENTADAS ACIMA DA LINHA HORIZONTAL VERMELHA SÃO CHAMADAS DE ABERRAÇÕES DE BAIXA ORDEM, AS ABAIXO DA LINHA VERMELHA, ABERRAÇÕES DE ALTA ORDEM

[5]

Uma das principais aberrações envolvidas em lentes intraoculares é a aberração esférica. Uma lente esférica apresenta raio de curvatura constante ao longo de sua superfície. Isso causa um aumento do poder de vergência dos raios à medida que se afasta de seu centro. Dessa forma, em lentes positivas, os raios de luz que a atingem em uma porção mais periférica convergem mais que os raios que passam pela região mais central.

Com isso, não ocorre a focalização dos raios em um único ponto. Esse fenômeno é responsável pela degradação da qualidade da imagem. Assim, a focalização dessa lente produz um ponto focal distorcido e alargado, tanto mais extenso quanto maior for a amplitude da aberração esférica [6]. Com isso, o poder de resolução da retina diminui a medida que se precisa de uma maior separação dos pontos para que sejam identificados como distintos.

O olho é um sistema óptico composto de duas lentes, a córnea e o cristalino. A córnea é responsável por aproximadamente $2/3$ do poder de convergência total do olho e o cristalino contribui com o restante. O poder do cristalino humano desacomodado é em torno de 22 dioptrias (D). Dessa forma, ao se retirar o cristalino durante a cirurgia de catarata, a LIO a ser implantada deve suprir essa necessidade de convergência. Na realidade, o cálculo do poder da LIO envolve o poder refrativo corneano total, o comprimento axial ocular e uma estimativa da posição efetiva da lente ao final da cirurgia.

As lentes intraoculares normalmente são fabricadas em uma faixa de poder dióptrico entre 0 e +40 D. A variação da necessidade do poder da LIO na população cataratosa obedece a uma distribuição normal com média aproximada de 20 D e desvio padrão de aproximadamente 2,5 D [7].

Quando uma lente apresenta poder refracional maior na periferia que no seu centro, essa superfície induz aberração esférica. Os raios periféricos são focalizados antes dos raios mais centrais e a essa situação dá-se o nome de aberração esférica positiva. Caso os raios periféricos sejam focalizados depois dos raios centrais, situação na qual a periferia da lente apresenta poder refracional menor que seu centro, a aberração esférica induzida é definida como negativa. A convergência dos raios e indução de aberrações pela córnea se dá principalmente pela sua superfície anterior visto que a diferença dos índices de refração do ar e da córnea é muito maior que a diferença entre os índices da córnea e do humor aquoso. Normalmente, essa superfície tem uma forma prolada com a parte central mais curva e a periferia relativamente mais plana. Isso é dado pelo aumento centrípeto da espessura

corneana. Tal fato minimiza a indução de aberração esférica pela córnea. Apesar disso, a córnea ainda produz uma quantidade variada de aberração esférica positiva em olhos normais. A média populacional é de +0,27 μm mantendo-se mais ou menos constante ao longo da vida [8, 9]. O cristalino, por sua vez, tem sua estrutura anatômica modificada durante toda a vida variando também suas propriedades ópticas. Nas primeiras décadas de vida, o cristalino produz uma quantidade progressivamente maior de aberração esférica negativa chegando a neutralizar parcial ou totalmente a aberração esférica corneana por volta dos trinta anos de idade. Com o passar do tempo, a deposição constante de novas fibras no cristalino e a perda progressiva da solubilidade proteica dessa estrutura contribuem para o aumento da aberração esférica (tornando-se menos negativa) induzido por essa lente. Dessa forma, a aberração esférica corneana deixa de ser neutralizada e a ela, passa a ser acrescentada a quantidade produzida pelo cristalino [8].

Quando se planeja a cirurgia de catarata e a escolha da melhor LIO para um determinado paciente, o cirurgião tem a opção de usar, dentre vários modelos, LIOs esféricas e asféricas.

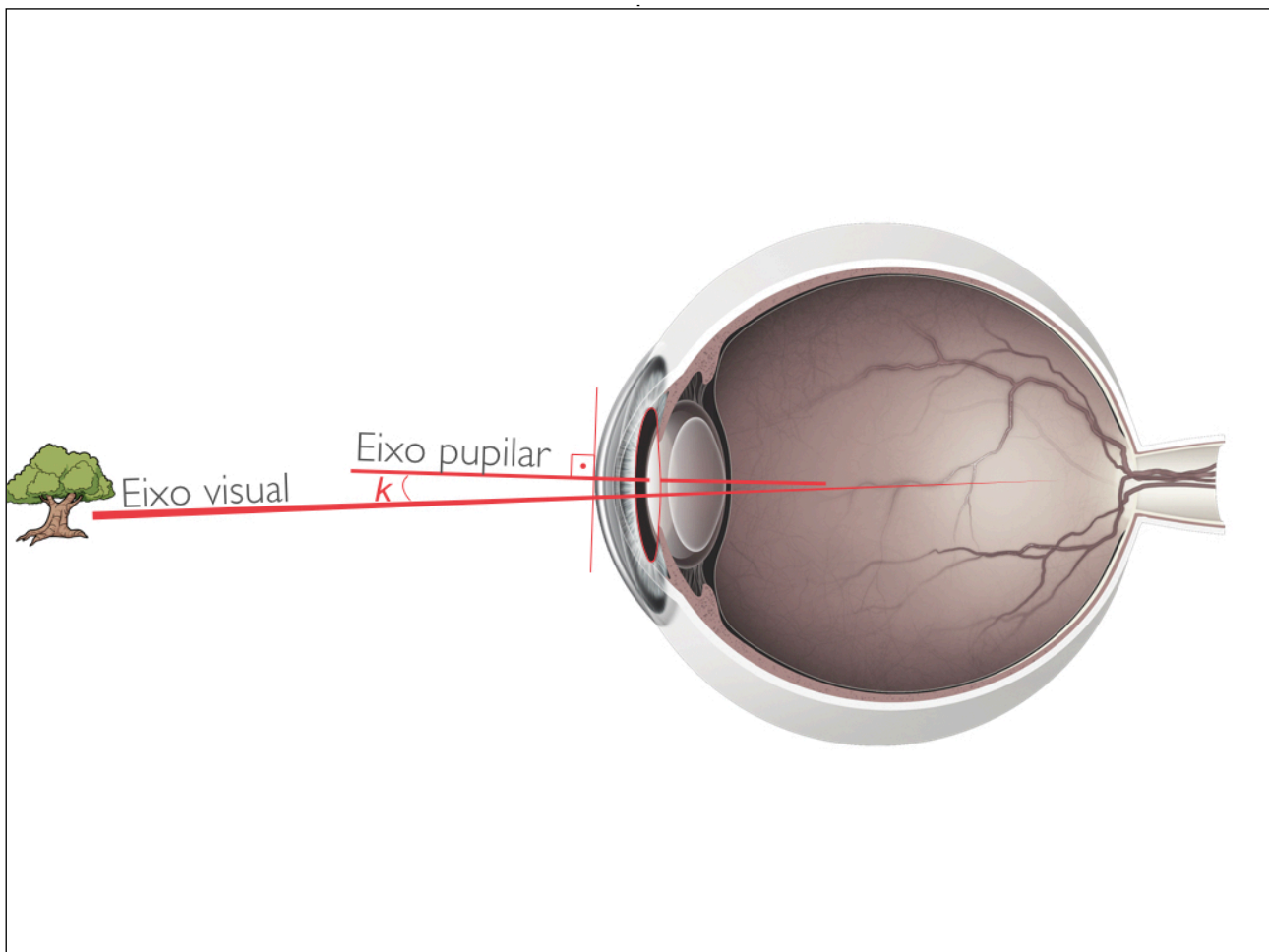
As LIOs esféricas são os modelos tradicionais usados desde seu desenvolvimento inicial por Ridley na década de 1950. Essas lentes têm o raio de curvatura tanto da superfície anterior como o da posterior constantes o que facilita sua fabricação e diminui seu custo de produção. Quando implantadas, essas lentes produzem aberração esférica positiva cujo valor é tanto maior quanto maior for o poder dióptrico da lente. Dessa forma, após seu implante, essas LIOs acrescentam ao sistema ocular mais aberração esférica àquela produzida pela córnea.

As LIOs asféricas tentam simular o cristalino humano jovem não induzindo aberração esférica (LIOs asféricas neutras) ou mesmo corrigindo a aberração induzida pela córnea (LIOs asféricas negativas). Dessa forma, espera-se que o somatório das aberrações oculares seja minimizado pela combinação das lentes (córnea e LIO). Essa diminuição da aberração

esférica total é benéfica e visa melhorar o contraste percebido pelo paciente [9]. Vários trabalhos comprovam a diferença de sensibilidade ao contraste em olhos que receberam LIOs esféricas quando comparados às lentes esféricas tradicionais [10-14]. As diferenças são principalmente notadas em situações de baixa luminosidade com a pupila mais dilatada. Entretanto, essas lentes são projetadas para ficarem perfeitamente alinhadas no sistema óptico ocular e, para que seu desempenho óptico seja de fato superior, elas necessitam ter esse perfeito alinhamento [15]. Alguns trabalhos mostram que as LIOs esféricas, principalmente as com aberração esférica negativa, são particularmente sensíveis à descentralização ou inclinação comprometendo seu desempenho óptico [9, 16].

Ainda não foi devidamente estudada a variação da magnitude da aberração esférica nas LIOs esféricas com poderes dióptricos distintos. Sabe-se que as vantagens das lentes esféricas são mais importantes em LIOs de alto poder [17]. McKelvie et al. mostraram que vários termos de Zernike apresentaram grandes diferenças entre lentes de poderes dióptricos distintos, não se restringindo apenas à aberração esférica [16]. Nesse trabalho, foi possível ver uma tendência a aumento das aberrações de alta ordem das lentes à medida que se aumentou o poder dióptrico das LIOs analisadas.

O eixo visual (linha de visão) é a reta que conecta o centro da fóvea ao objeto fixado à distância. Devido à rotação temporal do olho na posição primária do olhar, o eixo visual intercepta a córnea nasalmente ao seu ápice e cruza o plano pupilar descentrado temporalmente em relação ao centro geométrico da pupila. O ângulo que o eixo visual faz com a reta que liga o centro da córnea ao centro pupila é chamado de ângulo *alpha* ou *kappa* [18] (Figura 2)



**FIGURA 2 - RELAÇÃO ENTRE O EIXO VISUAL E O EIXO PUPILAR
O ÂNGULO ENTRE OS EIXOS VISUAL E PUPILAR É CHAMADO DE KAPPA**

Em pessoas normais, esse ângulo tem um valor médio de $4,97^\circ \pm 1,38^\circ$ mas situações como alta hipermetropia, tratamentos refrativos corneanos prévios, estrabismos ou simplesmente variação anatômica individual podem modificar esse valor [19]. O centro da córnea não está alinhado com o centro do cristalino e essas estruturas estão inclinadas entre si [18]. A simples existência dessa “imperfeição” anatômica impede que a centralização da LIO se dê de forma perfeita pois não existe um eixo óptico único no olho.

A principal causa de descentralizações e inclinações de LIOs no pós operatório tardio, mesmo implantadas dentro do saco capsular, é a associação com a pseudoexfoliação [20].

Mesmo durante a cirurgia da catarata, podem ocorrer situações que impedem o alinhamento perfeito e desejável da LIO. Essas situações podem ser devidas a

características pré-operatórias como tamanho aumentado do saco capsular, ausência ou anormalidade da zônula e descentralização do saco capsular, ou a intercorrências intra-operatórias como irregularidade ou descontinuidade da *capsulorhexis*, rotura de cápsula posterior, restos corticais, danificação da(s) alça(s) no momento da implantação, implantação assimétrica da LIO com uma alça no saco capsular e outra no sulco ciliar ou presença de traves vítreas. Além disso, no pós operatório, pode-se ter contração capsular assimétrica ou fusão das cápsulas anterior e posterior levando a uma descentralização da LIO.

O desalinhamento e/ou inclinação de lentes em um sistema óptico causa a indução de uma aberração de alta ordem chamada coma [21, 22]. Essa aberração causa, assim como a aberração esférica, uma diminuição do contraste da imagem percebido pelo paciente. Ela também impede a formação da imagem em um ponto central bem definido. O coma é uma aberração rotacionalmente assimétrica que faz com que a imagem de um ponto se assemelhe à cauda de um cometa e é essa forma que dá origem ao seu nome. O impacto dessa aberração na formação da imagem também depende do poder dióptrico total, do diâmetro pupilar além da magnitude da descentralização e/ou inclinação da(s) lente(s) do sistema.

Dessa maneira, é fundamental o conhecimento do desempenho óptico das LIOs em situações onde elas estão desalinhadas ou inclinadas. O conhecimento das propriedades ópticas das LIOs em situações sub-ótimas de alinhamento pode modificar a escolha do modelo da lente pelo cirurgião de catarata em determinados casos.

Vários estudos já publicados fizeram a análise do desempenho clínico de lentes intraoculares descentralizadas e inclinadas [6, 21, 23, 24], em ambiente de simulação computacional [15, 22, 25] ou em olhos simulados laboratorialmente [16, 26, 27]. A análise de dados dessas situações é difícil, visto que existem muitas outras variáveis fisiológicas que confundem a coleta e interpretação desses [16]. Além disso, muitos desses trabalhos se baseiam em dados das lentes fornecidos pelo fabricante que não são possíveis de serem

comprovados com a metodologia usada. Não há trabalhos quantitativos comparando de forma isolada o desempenho das lentes de diferentes modelos e de diversos poderes dióptricos em perfeito alinhamento e em graus variados de descentrações e inclinações.

Este trabalho se propõe a elucidar o desempenho óptico de LIOs de acrílico hidrofóbico esféricas e asféricas (neutras e com aberração esférica negativa) comercialmente disponíveis com diferentes poderes dióptricos em situações de descentralização e inclinação variáveis.

4. OBJETIVOS

Este trabalho tem dois objetivos

- I. Verificar e analisar a magnitude das aberrações de baixa (defoco e astigmatismo) e alta (coma, trifólio e aberração esférica) ordens induzidas por diferentes modelos de lentes intraoculares comercialmente disponíveis com poderes dióptricos diversos quando essas estão alinhadas.
- II. Analisar o impacto das alterações de posicionamento (descentralização e inclinação) das lentes intraoculares esféricas e asféricas no desempenho óptico delas.

5. MATERIAIS E MÉTODO

Todas as análises foram feitas no Laboratório para Opção e Microtecnologia Aplicada (OptMA Lab) do departamento de engenharia elétrica da Escola de Engenharia da UFMG.

Lentes Intraoculares

Foram utilizadas lentes intraoculares de três dos principais fabricantes mundiais: Bausch & Lomb®, Alcon® e Abbott Medical Optics® (AMO). O material escolhido foi o acrílico hidrofóbico por se tratar do material mais estudado mundialmente e por apresentar facilidade na manipulação e montagem no circuito óptico usado nesse estudo.

Foram utilizadas lentes esféricas (Alcon® SN60AT) e esféricas (Bausch & Lomb® MX60, Alcon® SN60WF e AMO® ZCB00). Tais modelos foram selecionados por serem alguns dos mais implantados mundialmente.

O quadro 1 mostra algumas características dessas LIOs.

QUADRO 1 - CARACTERÍSTICAS DAS LIOs UTILIZADAS

Modelo	Fabricante	Tipo	Aberração Esférica*	n [†]	Diâmetro da Zona Óptica
SN60AT®	Alcon®	Esférica	Positiva e variável com o poder dióptrico	1,55	6 mm
MX60®	Bausch & Lomb®	Asférica	0 µm	1,54	6 mm
ZCB00®	AMO®	Asférica	-0,27 µm	1,47	6 mm
SN60WF®	Alcon®	Asférica	-0,20 µm	1,55	6 mm

n = Índice de refração

* Valor da aberração esférica no plano da córnea informado pelo fabricante

† Valor fornecido pelo fabricante para comprimento de onda de 555 nm

Analizamos um único modelo de lente esférica por entendermos que essas lentes são de mais fácil fabricação e envolvem menos variáveis na sua produção. O raio de curvatura constante de ambas as superfícies, característica das lentes esféricas, faz com que essas lentes tenham um comportamento/desempenho óptico mais semelhante entre si, não sendo possível controlar aberrações induzidas ou corrigidas por essas lentes. Dessa forma, a diferença entre LIOs esféricas reside menos em suas características ópticas e mais nas propriedades de seus materiais, o que não faz parte do escopo deste estudo. Assim, a análise de um modelo de lentes esféricas teve como objetivo servir de controle do desempenho das LIOs asféricas.

O poder das lentes utilizadas neste estudo foi baseado na distribuição da necessidade de convergência populacional. Elegemos o poder de +20 D como medida de tendência central e +15 D e +25 D como sendo ± 2 desvios padrões da média de acordo com o trabalho de Lombard *et al.* [5].

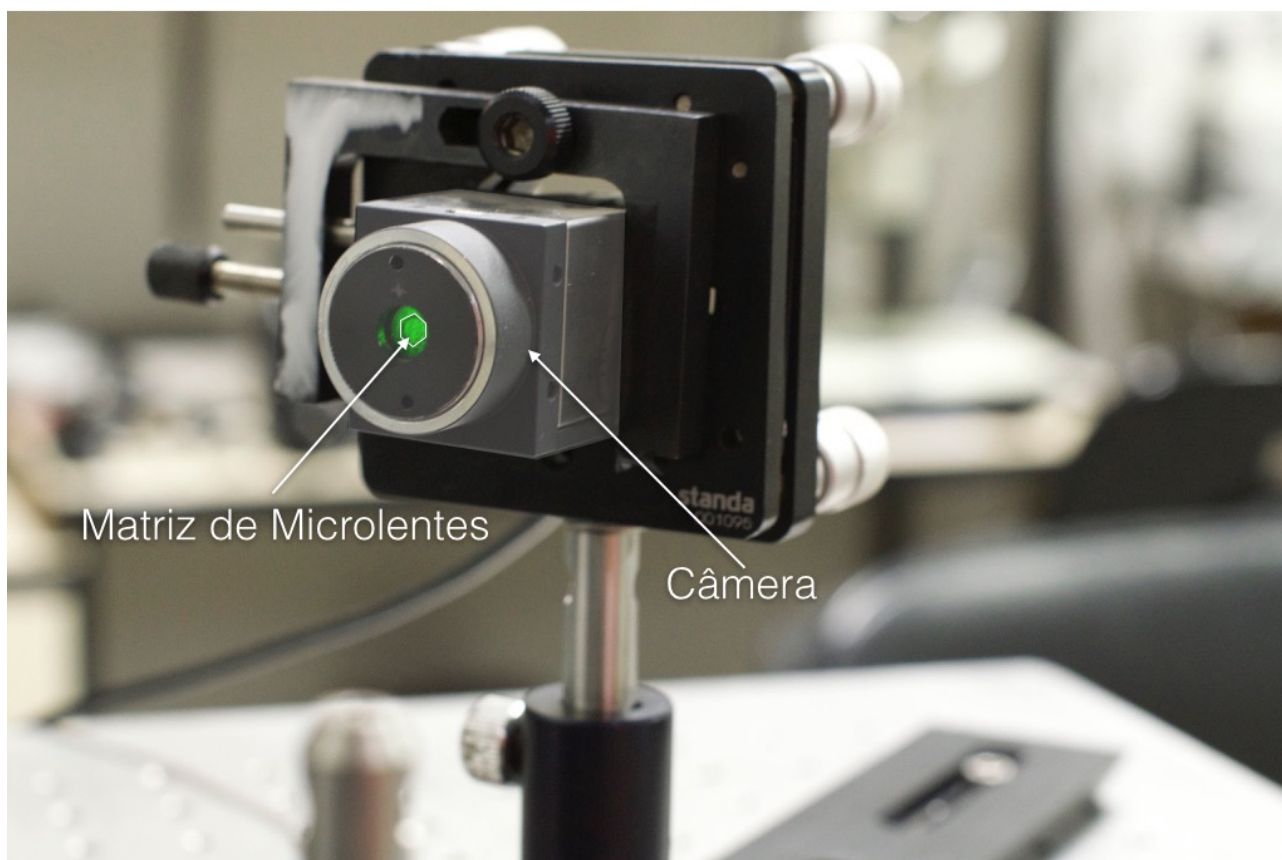
Optamos por analisar 2 LIOs de cada modelo e poder dióptrico para avaliarmos a variação dos achados entre lentes comercializadas como iguais. As lentes foram adquiridas diretamente dos fabricantes ou distribuidores e foram utilizadas lentes produzidas para serem implantadas em seres humanos.

Dessa forma, analisamos um total de 24 LIOs, sendo 6 esféricas e 18 asféricas.

Circuito Óptico

Foi projetado e montado um circuito óptico para análise das lentes intraoculares baseado em um sensor de Hartmann-Shack. Esse sensor é composto por uma câmera CCD (charged-coupled device) (μ Eye UI2210-SE-M-GL) que tem sua lente objetiva substituída por uma matriz de microlentes. Essa matriz foi projetada e fabricada pelo grupo OptMA_lab e tem 127 lentes em arranjo hexagonal com distância focal de 11,7 mm. As microlentes são

responsáveis por dividir o feixe de luz incidente em sub-feixes e focaliza-los no sensor da câmera (Figura 3).



**FIGURA 3 - CÂMERA UTILIZADA PARA CAPTURAR A FRENTE DE ONDA RESULTANTE
UMA MATRIZ DE MICROLENTEES FOI USADA NO LOCAL DA LENTE OBJETIVA DA CÂMERA**

As imagens obtidas pela câmera, também chamadas de hartmogramas ou padrões de Hartmann, são imagens em escala de cinza de pontos claros em um fundo escuro (Figura 4).

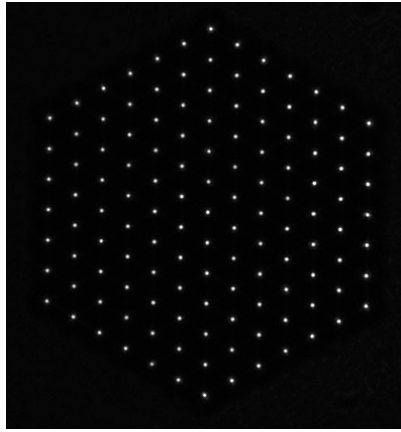


FIGURA 4 - PADRÃO DE HARTMANN.

CADA PONTO CLARO CORRESPONDE AO FOCO DE UMA MICROLENTE DA MATRIZ UTILIZADA.

Elas são comparadas a um padrão de referência da matriz de microlentes utilizada e, a partir da análise do deslocamento de cada ponto, é possível reconstruir a frente de onda captada pelo sensor. (Figura 5)

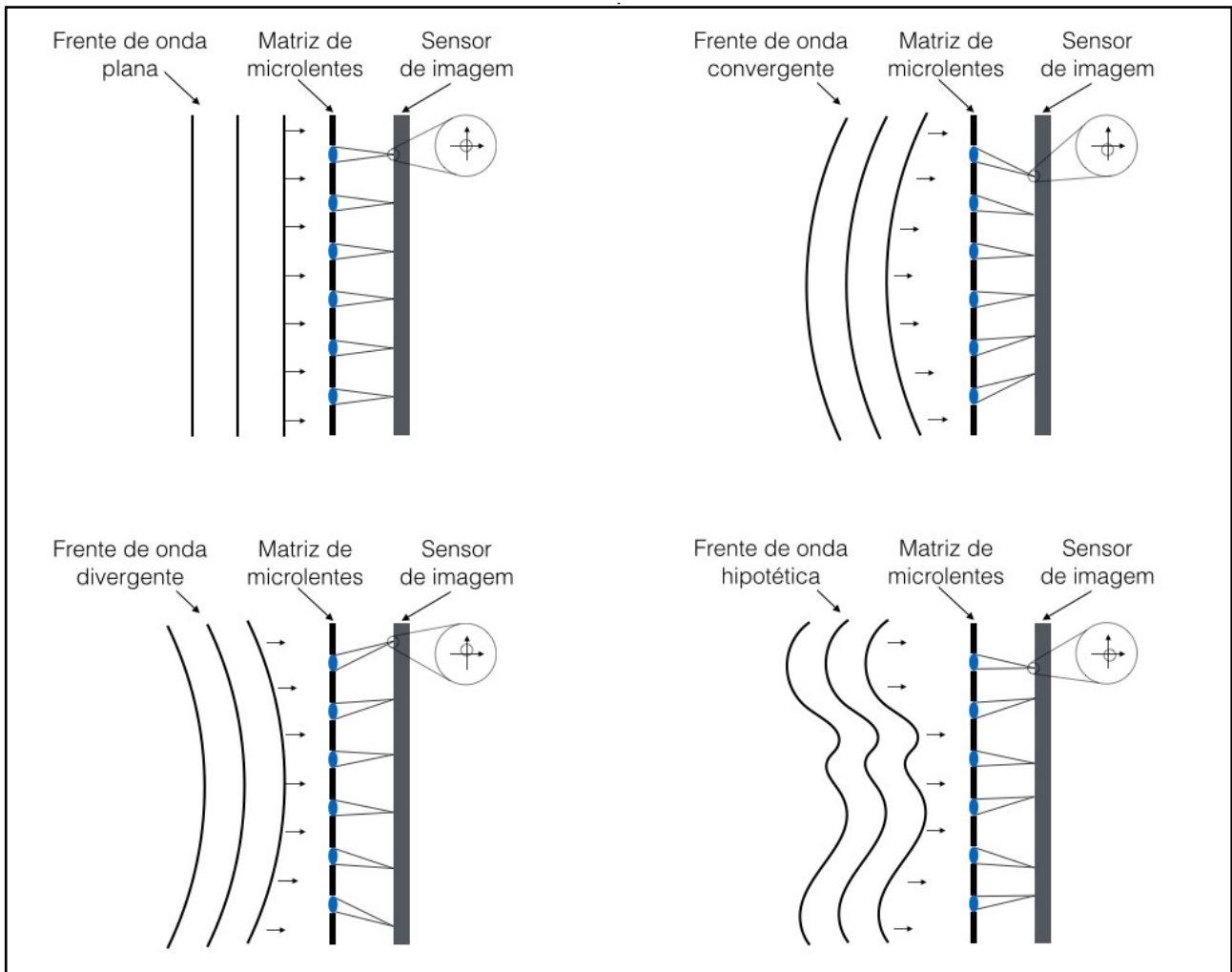


FIGURA 5 - ESQUEMA DE UM SENSOR DE HARTMANN-SHACK.

CALCULANDO O DESLOCAMENTO DOS PONTOS NO SENSOR DE IMAGEM, É POSSÍVEL RECONSTRUIR A FORMA DA FRENTE DE ONDA INCIDENTE.

O circuito óptico utilizado foi desenvolvido a partir de um outro modelo que foi utilizado e validado para caracterização de LIOs em trabalhos anteriormente desenvolvidos no laboratório [24] (Figura 6). Um laser de He-Ne monocromático verde com comprimento de onda de 543 nm e potência de 2 mW não polarizado foi utilizado como fonte luminosa para a análise proposta (Research Electro Optics R-30972, Boulder, CO).

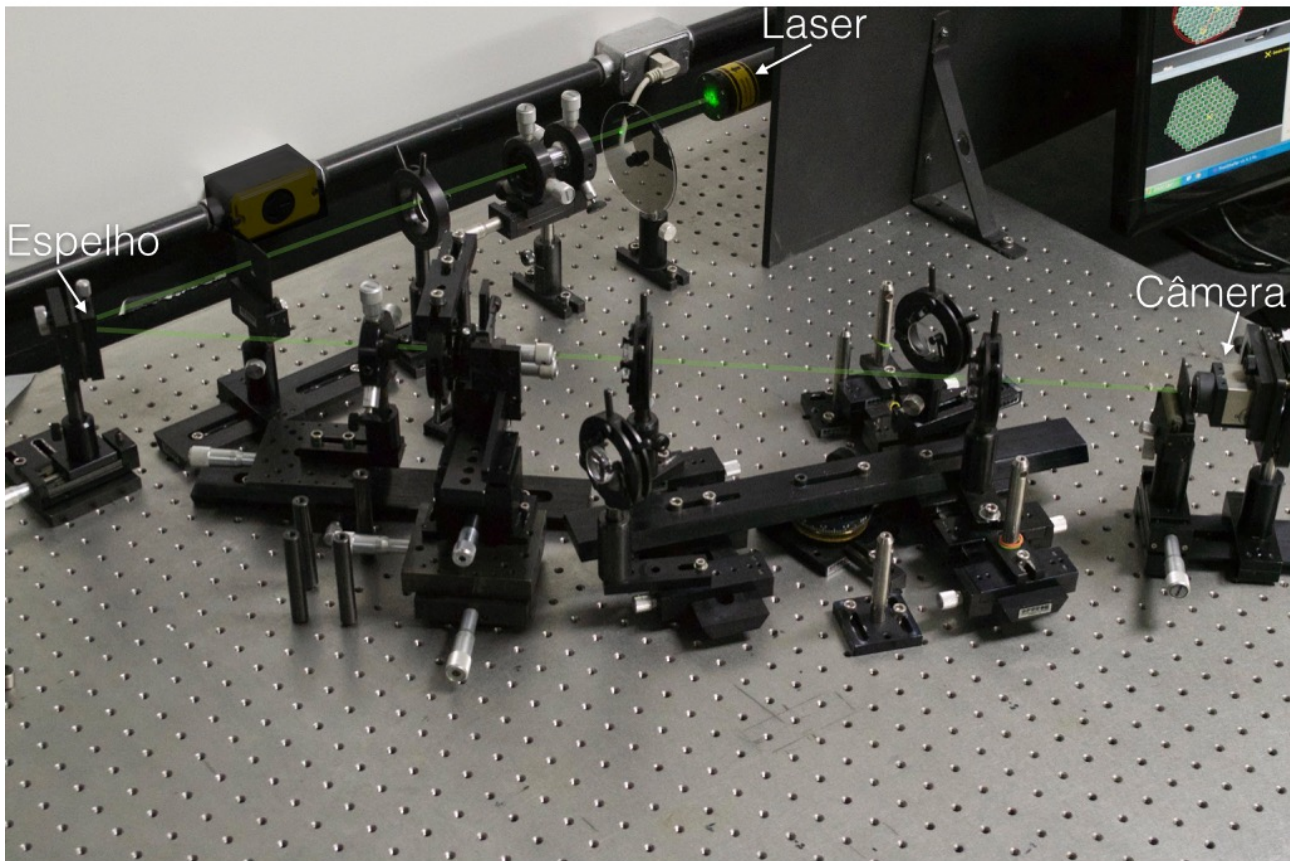


FIGURA 6 - CIRCUITO ÓPTICO.

PRINCIPAIS COMPONENTES DO CIRCUITO ÓPTICO UTILIZADO

O laser emite um feixe colimado (paralelo) de luz que é filtrado por um filtro de densidade variável modificando sua potência de acordo com a necessidade. A seguir, esse feixe passa através de uma micro-objetiva de abertura numérica de 0,20 que focaliza-o em um buraco estenopeico (*pinhole*) de 20 μm eliminando, dessa maneira, interferências na periferia do feixe. Na sequência, esse feixe passa por uma lente de distância focal de 100 mm colocada a essa mesma distância do *buraco estenopeico* tornando-o novamente colimado (Figura 7).

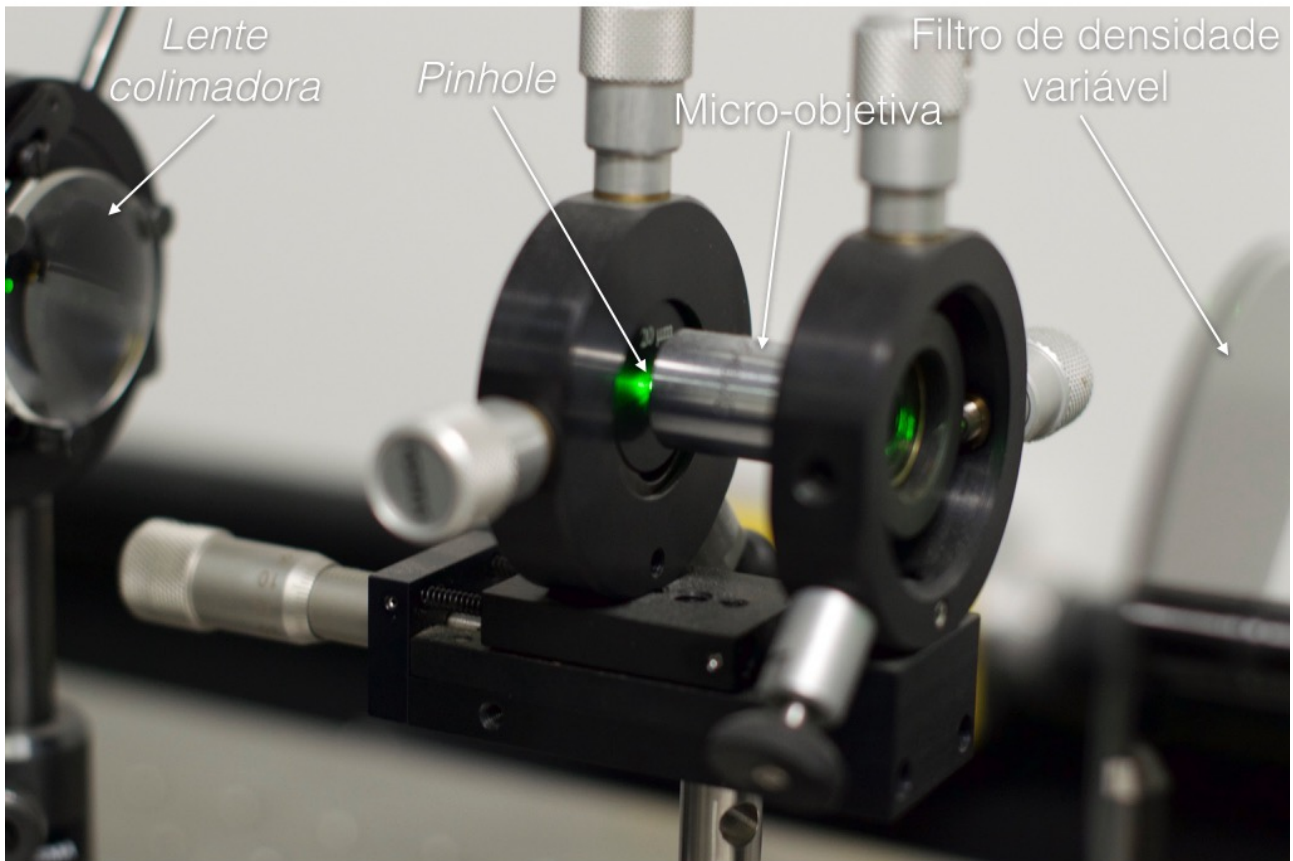


FIGURA 7 - COMPONENTES INICIAIS DO CIRCUITO ÓPTICO

Em seguida, após esse feixe ser refletido por um espelho, ele passa novamente por uma outra lente micro-objetiva de abertura numérica de 0,20 que o converge para um outro buraco estenopeico de 20 μm formando assim uma fonte pontual. Essa fonte pontual pode ser movimentada, aproximando-se ou afastando-se através de regulagens milimétricas, do próximo componente no circuito que é a LIO. O ponto de luz formado pela convergência dos raios é colocado à distância focal da LIO. Dessa forma, ao atravessar a LIO, o feixe de luz estará, novamente, colimado (Figura 8)

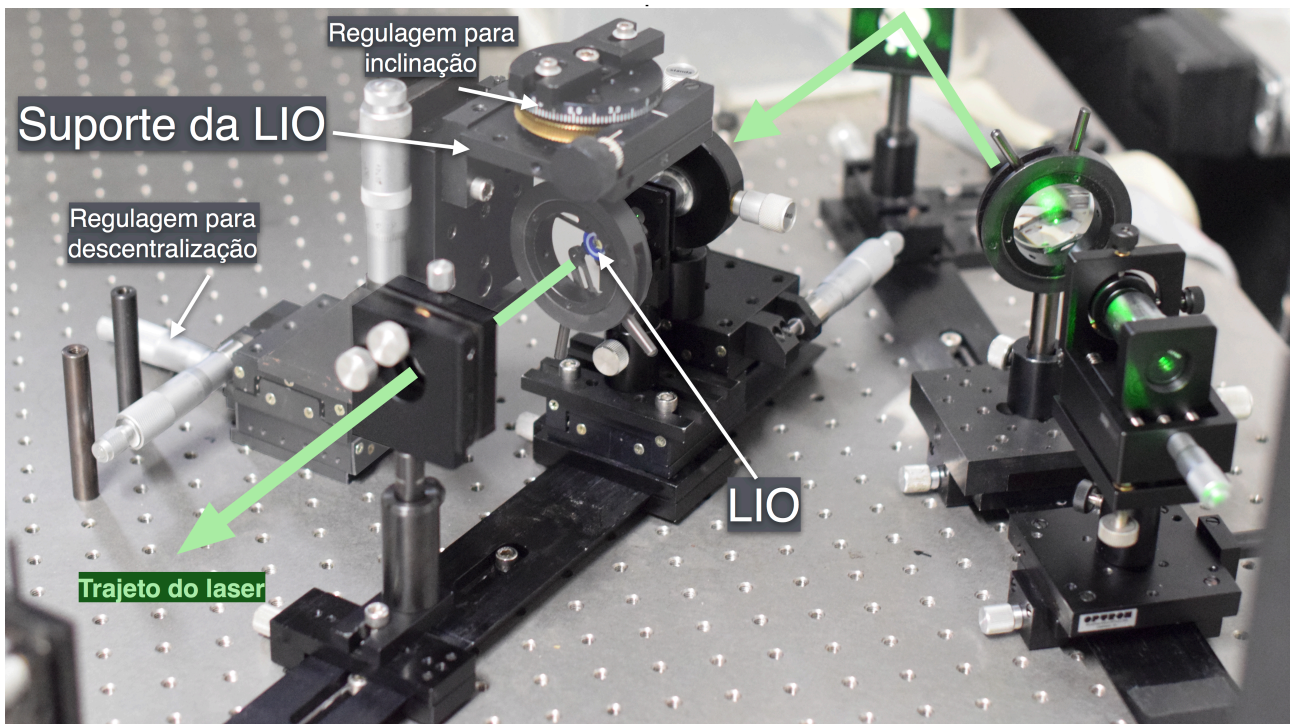


FIGURA 8 - FONTE PONTUAL E SUPORTE DA LIO

COM O AJUSTE MICROMÉTRICO, É POSSÍVEL COLOCAR A FONTE PONTUAL NA DISTÂNCIA FOCAL DA LIO. FEITO ISSO, O FEIXE QUE DEIXA A LIO EM DIREÇÃO AO SENSOR ESTARÁ COLIMADO.

O feixe, passa então pela LIO que está apoiada em um suporte. Todas as lentes foram posicionadas da mesma forma a fim de evitar variações relacionadas à variações de rotação. O feixe passa pela lente entrando por sua face posterior e saindo pela face anterior. Essa orientação visa simular a situação para qual essas lentes foram projetadas com o feixe mais convergente passando pela face posterior. Isso tem influência no cálculo do valor das aberrações como será explicado a frente (página 30). As hápticas de todas as lentes foram orientadas verticalmente às 12-6 h.

A partir daí o circuito se divide em duas opções de trajetos distintos. O feixe de luz passará por um de dois *relays* possíveis e intercambiáveis. Um *relay* óptico permite criar planos opticamente conjugados para análise de frentes de onda. Ele possibilita que planos distintos apresentem o mesmo perfil de fase, ou seja, tenham a mesma frente de onda, tornando possível colocar o sensor de imagens (câmera) em uma posição conhecida que reproduza a frente de onda do objeto a ser estudado (LIO) (Figura 9).

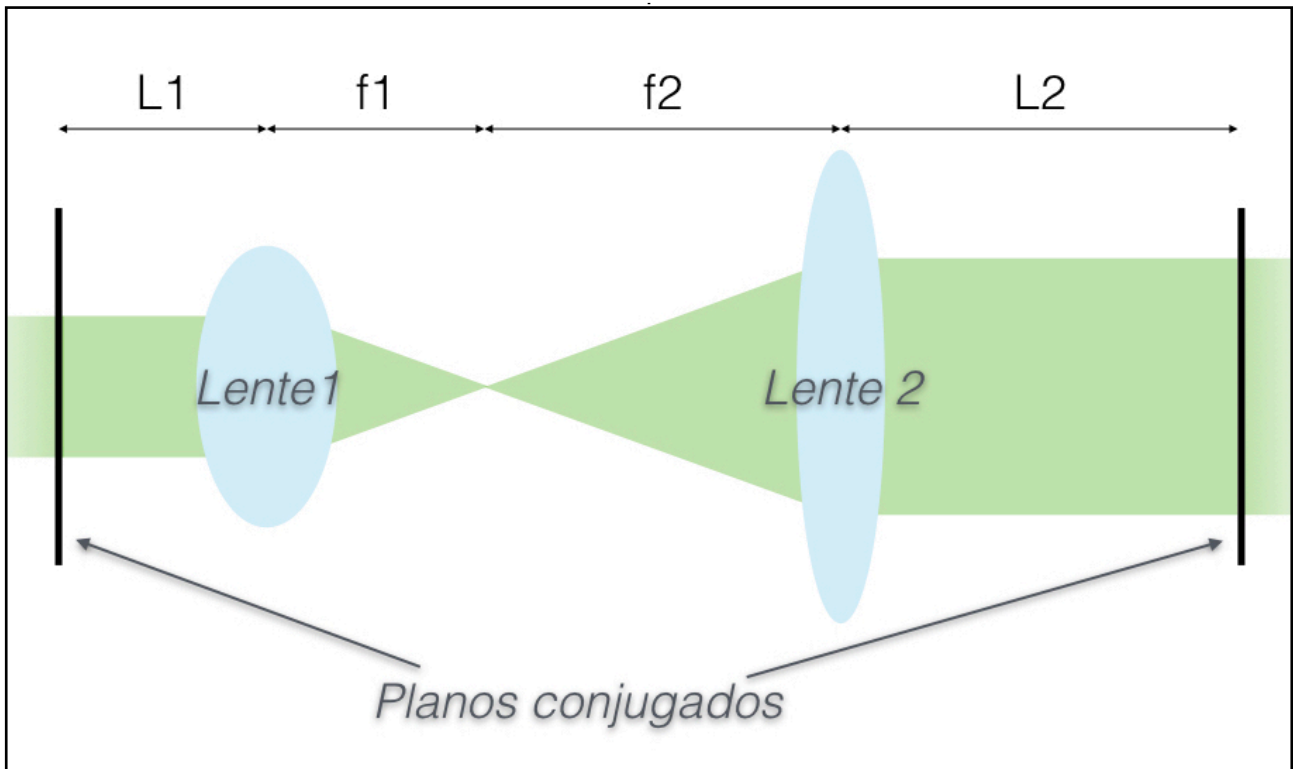


FIGURA 9 - RELAY ÓPTICO

NO CIRCUITO ÓPTICO, POSICIONAMOS A LIO E A CÂMERA EM PLANOS CONJUGADOS. DESSA FORMA É POSSÍVEL MEDIR AS ABERRAÇÕES DA LIO.

No primeiro *relay*, a luz atravessa uma lente de distância focal de 50 mm e, a seguir, uma lente de distância focal de 250 mm. No segundo *relay*, a luz atravessa uma lente de 100 mm e, na sequência, uma outra lente de 150 mm. O primeiro relay tem uma razão de magnificação transversal do feixe de 5x, possibilitando analisar o defoco e as aberrações de baixa ordem de forma mais consistente e reproduzível. O segundo *relay* apresenta magnificação transversal de 1,5x tornando-o mais indicado para analisar as aberrações de alta ordem como o coma, o trifólio e a aberração esférica por incluir a periferia das LIOs na análise (Figura 10).

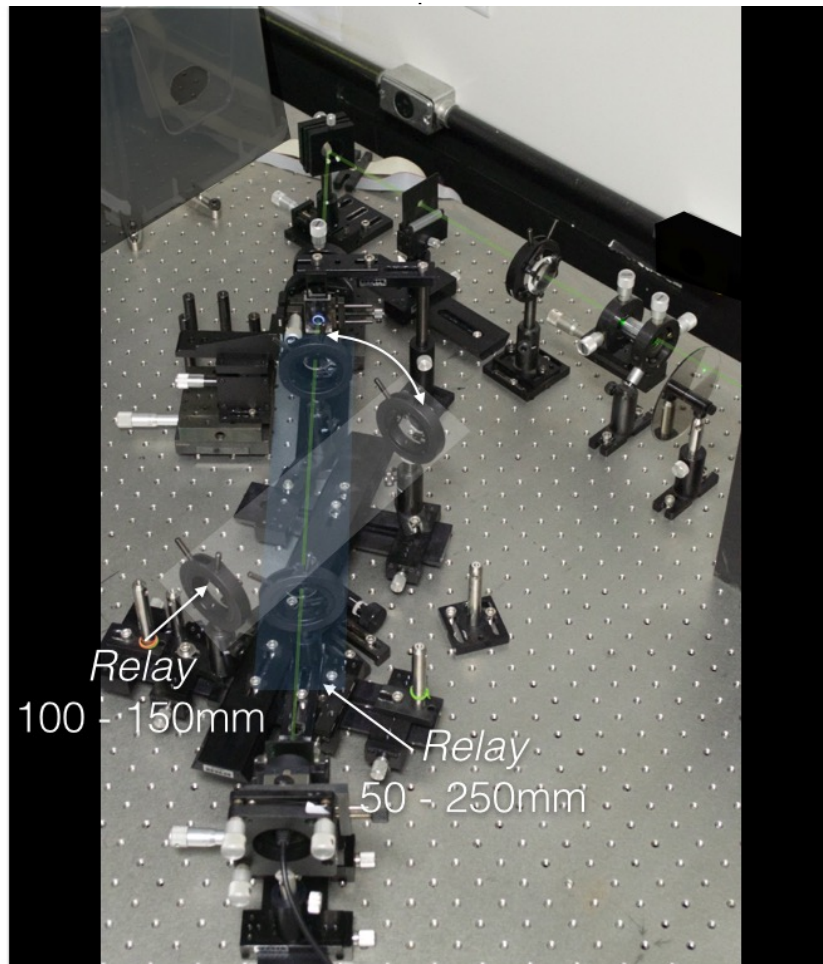


FIGURA 10 - CIRCUITO ÓPTICO COM RELAYS
É POSSÍVEL MODIFICAR O RELAY PELO QUAL O LASER PASSA

Após passar por um dos dois *relays*, o sensor, colocado em plano conjugado com o plano da LIO, capta a frente de onda resultante. A figura 11 ilustra todos os componentes do circuito óptico utilizado.

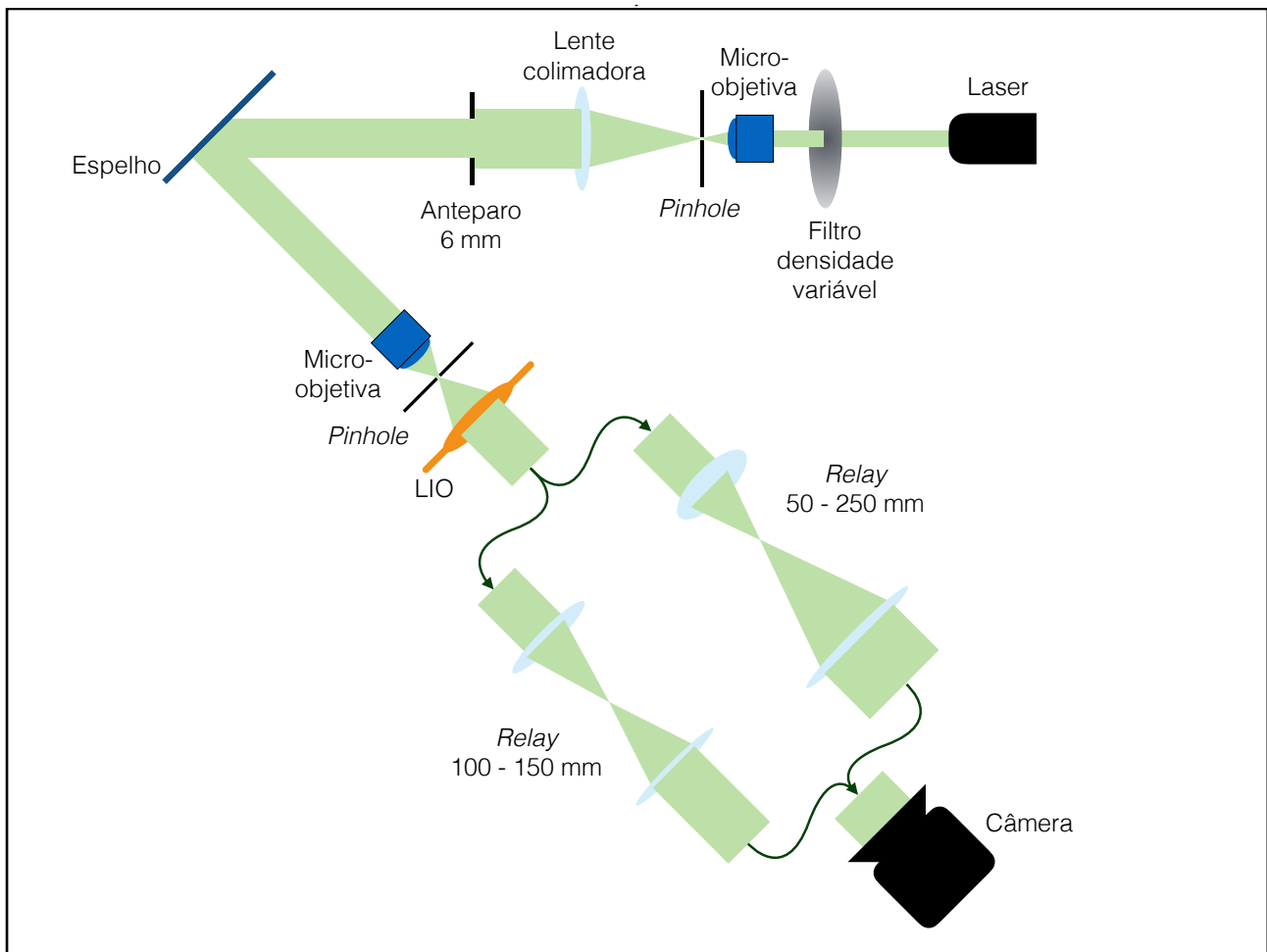


FIGURA 11 - ESQUEMA DO CIRCUITO ÓPTICO UTILIZADO

O *software Front Surfer* (v. 1.3.5 - *Oko Technologies / Flexible Optical B.V.*) foi utilizado para análise das imagens captadas. Esse programa é capaz de comparar duas imagens amostradas, chamadas de imagem principal e imagem de referência. O *software* reconstrói a frente de onda através da utilização dos polinômios de Zernike. Inicialmente, é necessário informar ao programa a ordem do grid*, o formato da matriz de microlentes e o comprimento de onda utilizados (7, hexagonal e 543 nm respectivamente). A seguir, é feita a calibração da câmera para que o *software* meça, calcule e registre a distância da matriz de microlentes do sensor de imagens e o tamanho dos pixels da imagem. Para isso, é necessário capturar

* Para matrizes hexagonais relaciona o número de pontos em um dos lados do hexágono com o número total de pontos (microlentes) contidos no hexágono de acordo com a fórmula $N = 3 \cdot n \cdot (n-1) + 1$

duas imagens sequenciais com a câmera a distâncias conhecidas de uma fonte pontual (Figura 12).

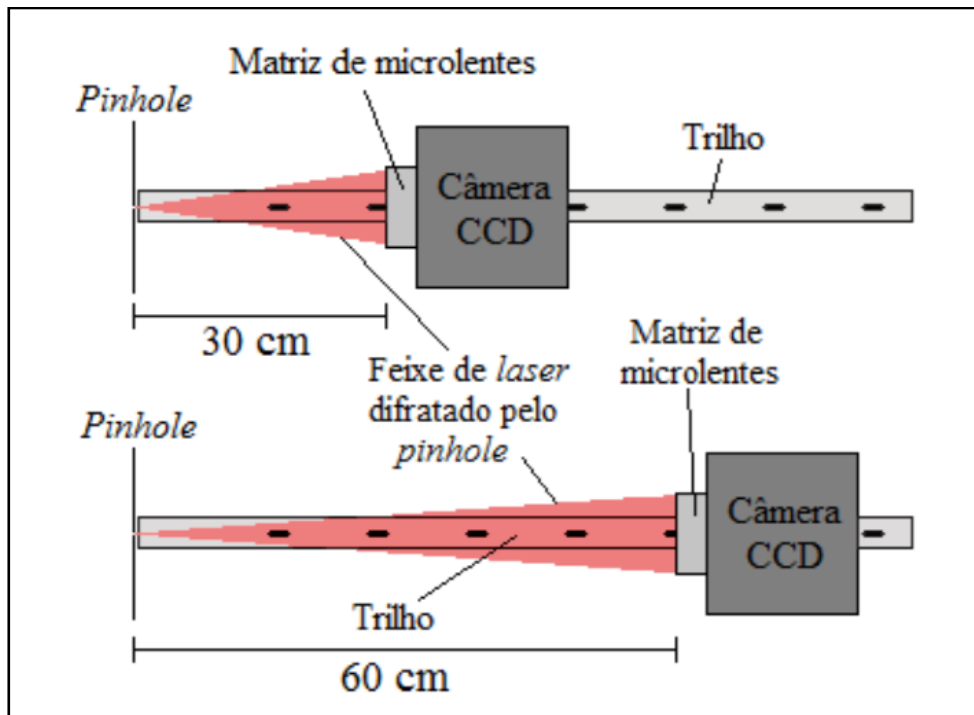


FIGURA 12 - PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO DA CÂMERA

Com essas imagens, o programa calcula o deslocamento relativo dos pontos dos hartmogramas e fornece os parâmetros mencionados anteriormente (Figura 13)

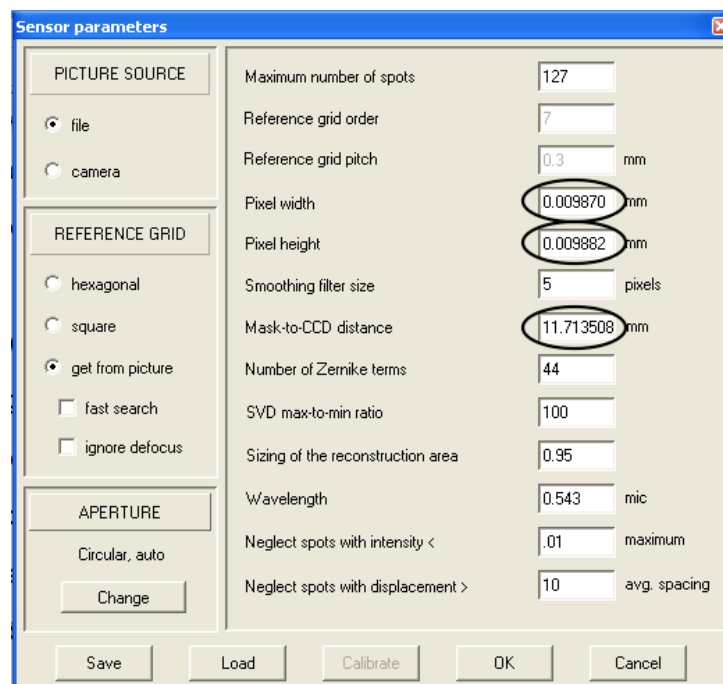


FIGURA 13- PARÂMETROS CALCULADOS PELO FRONT SURFER

A reconstrução da frente de onda é resultante da medida do deslocamento relativo dos pontos entre a imagem principal e a imagem de referência (Figura 5). Desta forma, a imagem principal é comparada à imagem de referência e, com isso, pode-se ter a frente de onda resultante da lente a ser analisada. Essa comparação exclui da frente de onda reconstruída as eventuais aberrações introduzidas pelo circuito óptico. A imagem principal e a imagem de referência podem ser tanto uma imagem capturada pela câmera, um arquivo contendo uma imagem previamente salva ou, ainda, uma referência absoluta (computada a partir das características geométricas da matriz de microlentes previamente fornecidas para o *software*). Esse *software* possibilita a correção em tempo real de aberrações de um circuito óptico. Dessa forma, é possível o alinhamento dos componentes do circuito óptico de forma que todos os componentes estejam a distâncias corretas e alinhados.

As LIOs foram analisadas seguindo os passos abaixo:

- A. Capturar a imagem do circuito óptico sem a LIO a ser analisada e sem a fonte pontual utilizando o *relay* das lentes de 100 e 150 mm para ser usada no cálculo das aberrações de alta ordem. Salva-la como referência em arquivo .bmp.
- B. Mudar para o relay das lentes de 50 e 250 mm e capturar a imagem do circuito óptico sem a LIO a ser analisada e sem a fonte pontual para ser usada no cálculo do defoco. Salva-la como referência em arquivo .bmp.
- C. Comparando com a imagem salva no passo anterior, é inserido a fonte pontual no circuito. A seguir, ela é alinhada buscando minimizar as aberrações de *tip* e *tilt* além da descentralização do feixe.
- D. Ainda usando a referência salva no passo B, deve-se introduzir a LIO no circuito óptico. Com o modo de correção em tempo real, deve-se minimizar todas as aberrações (*tip*, *tilt*, *defocus*, *astigmatism 1*, *astigmatism 2*, *coma 1*, *coma 2*, *spherical*) com os ajustes micrométricos do suporte da LIO (Figura 14). Esses ajustes permitem que se mova a LIO

transversalmente (vertical e horizontalmente) e rotacionalmente (com inclinações no eixo horizontal) ao feixe.

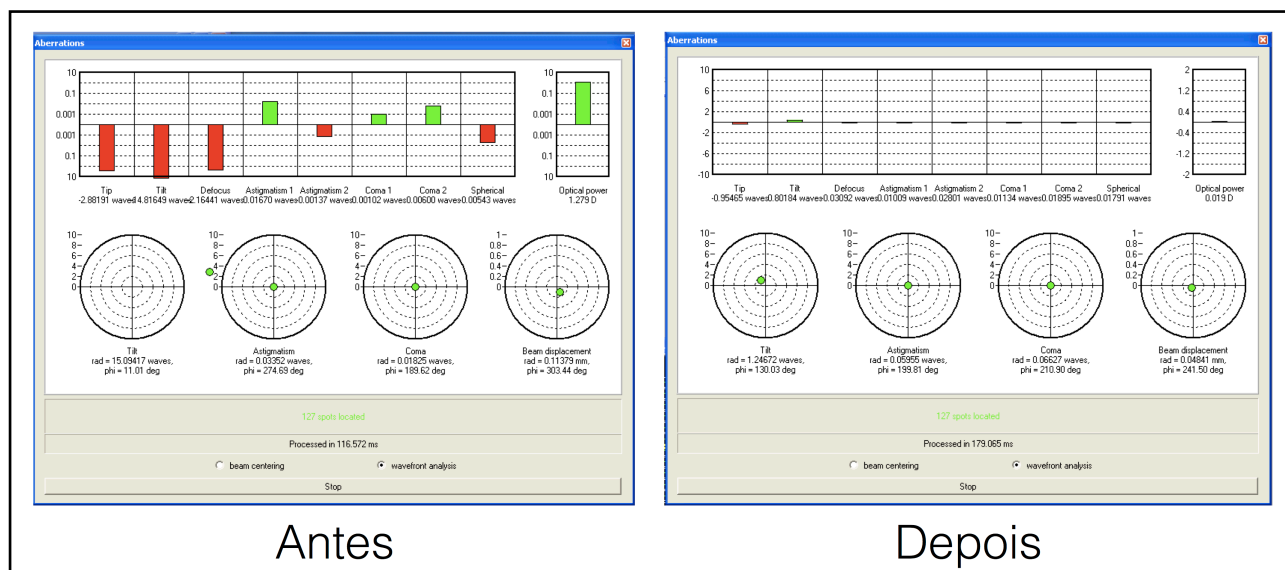


FIGURA 14 - ABERRAÇÕES ANTES E DEPOIS DO ALINHAMENTO DA LIO

- E. Retirar a LIO do circuito e comparar a imagem formada com a imagem referência salva no passo B. A frente de onda resultante é utilizada para o cálculo do defoco induzido pela LIO quando ela está perfeitamente alinhada.
- F. Mudar o *relay* para o das lentes de 100 e 150 mm.
- G. Usando a referência salva no passo A, deve-se reintroduzir a LIO no circuito óptico. Usando o modo de correção em tempo real, deve-se minimizar todas as aberrações (*tip, tilt, defocus, astigmatism 1, astigmatism 2, coma 1, coma 2, spherical*) com os ajustes micrométricos do suporte da LIO.
- H. A frente de onda resultante é utilizada para o cálculo das aberrações de alta ordem induzidas pela LIO quando está perfeitamente alinhada.
- I. A partir daí, usando o translador transversal horizontal, descentrar a LIO em passos de 0,1 mm até o limite de 1,0 mm. Em cada passo, deve-se comparar a frente de onda produzida com a referência salva no passo A. Cada comparação permite a análise das

aberrações induzidas em cada estágio de descentralização. Essa análise deve ser feita ignorando o defoco.

- J. Depois de realinhar a LIO, usando os ajustes micrométricos, deve-se inclinar a LIO no plano horizontal em passos de 1° até o limite de 10° . Em cada passo, deve-se comparar a frente de onda produzida com a referência salva no passo A. Cada comparação permite a análise das aberrações induzidas em cada estágio de inclinação. Essa análise deve ser feita ignorando o defoco uma vez que esse é um termo de Zernike com amplitude dominante e que interfere na sensibilidade do processo matemático matricial utilizado para o cálculo dos outros termos.

As fórmulas que se seguem foram propostas e comentadas em trabalhos anteriores e foram usados nesse trabalho para calcular os valores de interesse [25]. Os termos de Zernike fornecidos pelo *Front Surfer* representam as amplitudes dos coeficientes de Zernike da frente de onda que atinge o sensor de imagens. Assim, é preciso converter o valor dessas aberrações para o plano da LIO.

O poder dióptrico da LIO é calculado de acordo com a equação:

$$D_{LIO} = \frac{4 \times C_2^0 \times \lambda}{\left(\frac{D_c}{2}\right)^2} \times \left(\frac{D_M}{D_F}\right)^2 \times \left(\frac{n_{LIO} - n_{aq}}{n_{LIO} - n_{ar}}\right)$$

Onde:

D_{LIO} = Poder dióptrico da LIO

C_2^0 = Termo de Zernike Defoco em *waves*[†]

λ = Comprimento de onda em μm

D_c = Diâmetro de decomposição fornecido pelo *Front Surfer* em mm

D_M = Diâmetro do feixe antes de atingir o *relay* em mm

D_F = Diâmetro do feixe depois de sair do *relay* em mm

n_{LIO} = Índice de refração da LIO

n_{ar} = Índice de refração do ar

n_{aq} = Índice de refração do humor aquoso

Para o cálculo do cilindro total induzido utilizou-se a equação a seguir:

$$Cyl = \sqrt{J_0^2 + J_{45}^2}$$

Onde:

Cyl = Poder dióptrico cilíndrico total da LIO em D

J_0 = Poder dióptrico cilíndrico da LIO em D calculado a partir do astigmatismo orientado no eixo x (Calculado a partir da equação anterior com o termo C_2^2)

J_{45} = Poder dióptrico cilíndrico da LIO em D calculado a partir do astigmatismo orientado no eixo y (Calculado a partir da equação anterior com o termo C^{-2}_2)

[†] Unidade que mede amplitude do comprimento de onda.

O cálculo das aberrações de alta ordem é feito de acordo com a equação a seguir.

$$S_{ab \rightarrow LIO} = \frac{2 \times C_n^m \times \lambda}{(n_{LIO} - n_{ar})} \times \left(\frac{D_L}{D_c}\right)^2 \times \left(\frac{D_M}{D_F}\right)^2 \times \left(\frac{n_{LIO} - n_{aq}}{n_{LIO} - n_{ar}}\right)$$

Onde:

S_{ab} = Sagita da aberração que está sendo calculada no plano da LIO em μm .

C_n^m = é o coeficiente de Zernike da aberração a ser calculada em waves

n_{LIO} = Índice de refração da LIO

n_{ar} = Índice de refração do ar

D_L = Diâmetro da LIO em mm

D_c = Diâmetro de decomposição fornecido pelo *Front Surfer* em mm

D_M = Distância focal da lente 2 do *relay* em mm

D_F = Distância focal da lente 1 do *relay* em mm

n_{aq} = Índice de refração do humor aquoso

Para o cálculo da magnitude das aberrações não-rotacionalmente simétricas (coma e trifólio) utilizou-se a equação a seguir:

$$Ab = \sqrt{Ab_1^2 + Ab_2^2}$$

Onde:

Ab = Magnitude da aberração analisada em μm

Ab_1 = Magnitude da aberração em μm calculada a partir do termo C^{-1}_3 ou C^{-2}_4 usando a equação anterior

Ab_2 = Magnitude da aberração em μm calculada a partir do termo C^1_3 ou C^2_4 usando a equação anterior

A frente de onda medida conforme proposto acima diz respeito a forma da frente de onda resultante de uma fonte pontual de luz localizada no plano focal posterior da LIO ao atravessar essa LIO. Visto de outra maneira, é a forma da frente de onda que, ao atravessar a LIO produziria um foco pontual. Dessa forma, para se saber as aberrações introduzidas pela LIO, deve-se inverter os sinais das aberrações calculadas (Figura 15).

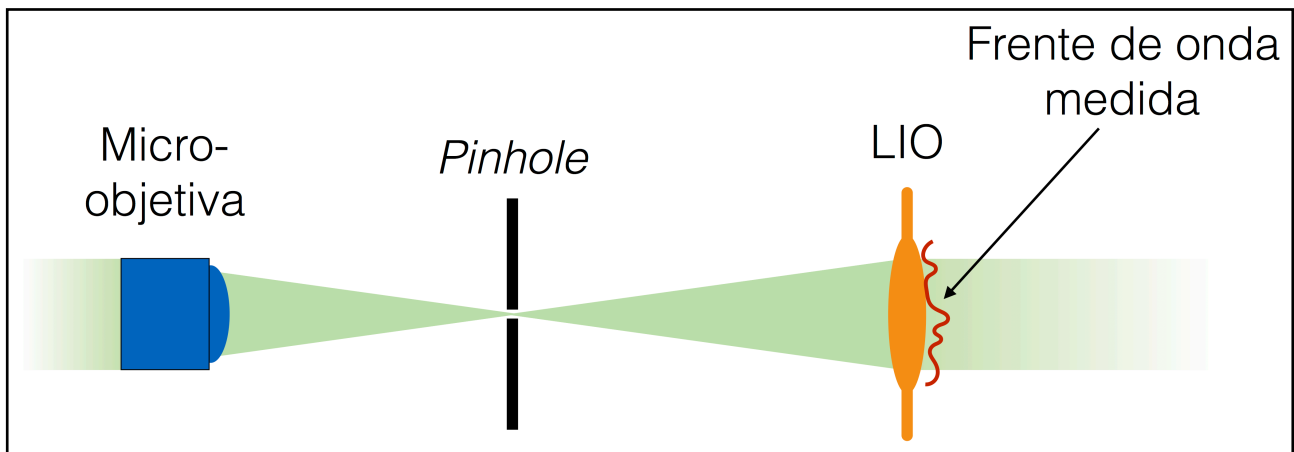


FIGURA 15 - FRENTE DE ONDA MEDIDA

COMO O FEIXE QUE ATINGE A LIO ORIGINA-SE DE UM FOCO PONTUAL, AS ABERRAÇÕES INDUZIDAS PELA LIO SÃO OPOSTAS ÀQUELAS MEDIDAS.

Variáveis Analisadas

Para a análise das aberrações das LIOs, foram utilizados alguns termos dos polinômios de Zernike. Os polinômios de Zernike são um conjunto de funções de base definidas em círculo unitário, com amplitudes limitadas pelo intervalo de -1 a 1. Como os polinômios formam uma base infinita, qualquer aberração pode ser representada através do uso ponderado de seus termos. O número infinito de funções de base gera a impossibilidade de se reconstruir uma aberração a partir de todos os termos. Na prática, para a reconstrução de uma frente de onda, é feito um truncamento selecionando apenas um número de termos que seja satisfatório para reconstruir as aberrações que se deseja estudar. A escolha do número de termos para o truncamento está vinculada à resolução espacial da reconstrução,

de modo que quanto mais termos forem utilizados para a reconstrução, melhor será a sua representação. Para este trabalho a reconstrução foi limitada a 44 termos de Zernike. Desses, foram eleitos os termos de defoco, astigmatismo, trifólio, coma e aberração esférica para análise por se tratarem das principais aberrações envolvidas em lentes oftalmológicas.

A função de espalhamento de ponto (PSF - do inglês: *point spread function*) é utilizada para medida da qualidade da imagem de uma lente. Toda imagem pode ser descrita como um número infinito dos pontos que a compõe. A capacidade de resolução de um sistema óptico para produzir a imagem de um ponto é dada pela PSF. Em um sistema óptico ideal, uma fonte de luz pontual produziria uma imagem também pontual na qual toda a energia luminosa estaria concentrada em um ponto adimensional. Entretanto, isso não ocorre na realidade. Todo sistema óptico tem uma abertura finita e, com isso, mesmo que se corrija todas as aberrações ópticas existentes, a formação da imagem é limitada pela difração. Dessa forma a formação da imagem de um ponto se dá em uma região que se tem a irradiância distribuída conforma mostra a figura 16.

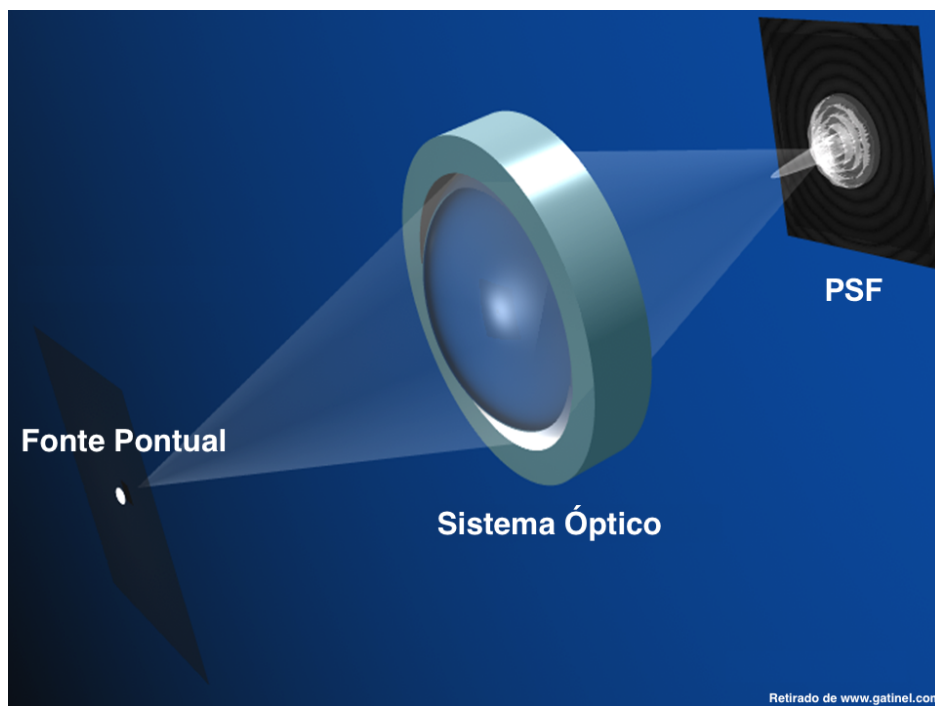


FIGURA 16 - IMAGEM DE UM PONTO EM UM SISTEMA ÓPTICO

A figura 17 mostra a distribuição da irradiância e o padrão de difração resultante. O círculo central com maior brilho é chamado de disco de Airy.



**FIGURA 17 - PADRÃO DE IRRADIÂNCIA DA IMAGEM DE UM PONTO.
O DISCO DE AIRY É A REGIÃO CENTRAL MAIS BRILHANTE.**

Quanto menor o diâmetro do disco de Airy, maior a resolução do sistema. Conforme vai se introduzindo aberrações em um sistema óptico, o pico da PSF vai diminuindo sua amplitude e alargando sua base, diminuindo, assim, a resolução da imagem (Figura 18 A e B).

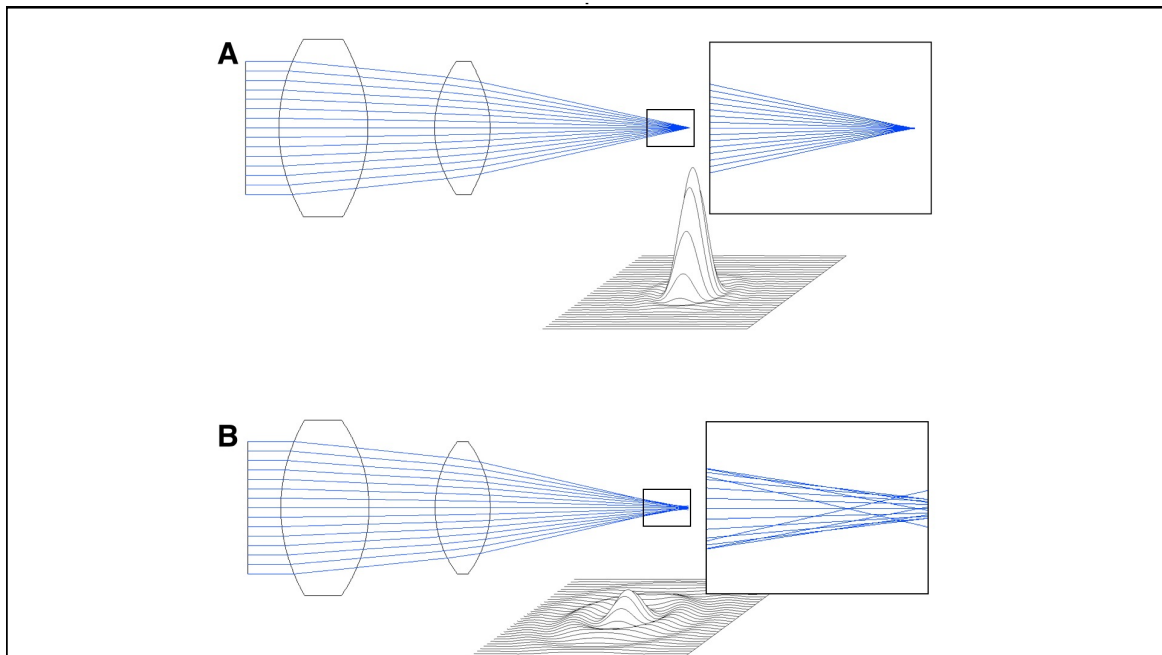


FIGURA 18 - PSF DE UM SISTEMA ÓPTICO HIPOTÉTICO.

EM A, NOTE QUE O SISTEMA ESTÁ LIVRE DE ABERRAÇÕES E QUE O PICO DA PSF É ALTO. EM B É POSSÍVEL VER O IMPACTO DE ABERRAÇÕES NO TRAÇADO DOS RAIOS E NA PSF.

A divisão entre a PSF de um determinado sistema e a PSF do limite de difração fornece uma razão chamada de *Strehl Ratio* (SR). Quanto mais próximo o valor final estiver de 1, maior a resolução da imagem. Essa razão foi a variável medida utilizada para avaliação da qualidade da imagem produzida pelas LIOs analisadas.

Simulação de Implantação Intraocular

Para que se pudesse analisar o desempenho das lentes analisadas após serem implantadas, foi feita uma simulação no programa de desenho óptico Zemax (LLC, Kirkland, WA) (Figura 19).

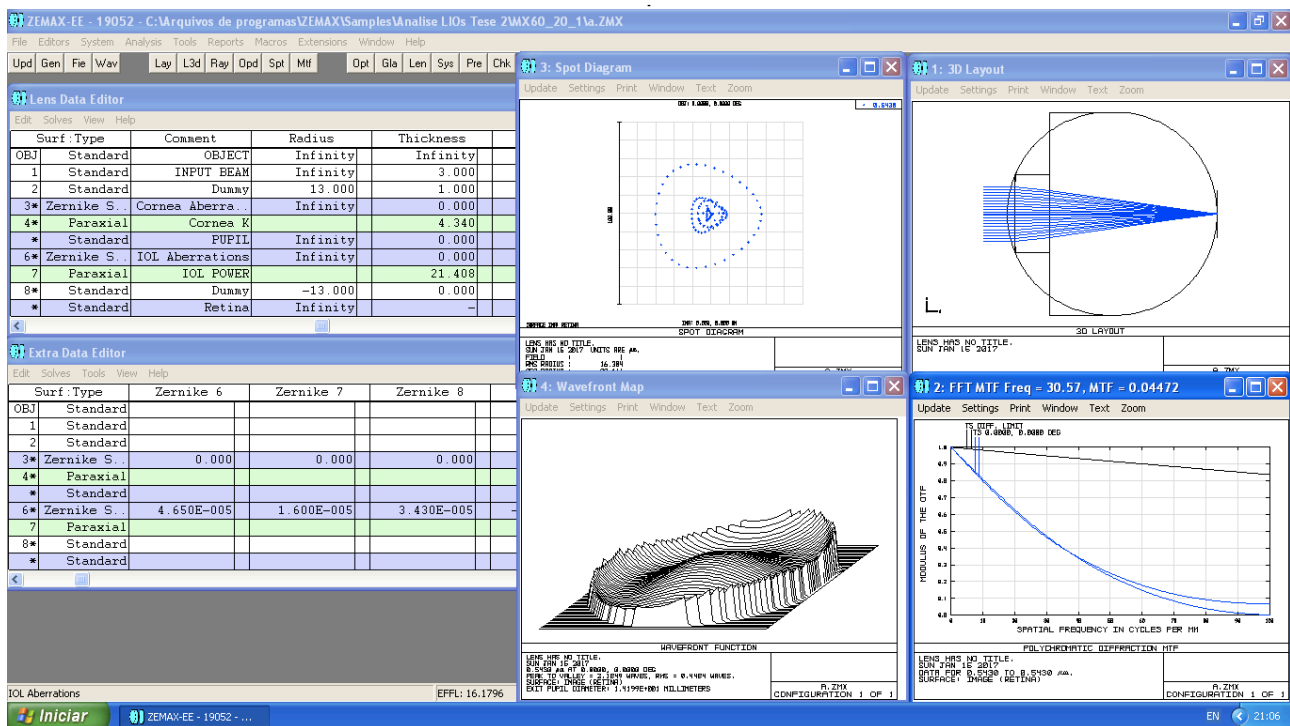


FIGURA 19 - TELA DO SOFTWARE ZEMAX®.

FOI FEITO UMA SIMULAÇÃO DE IMPLANTAÇÃO INTRAOCULAR COM CADA LIO A PARTIR DOS DADOS MEDIDOS NO CIRCUITO ÓPTICO.

Para isso, foi projetado um modelo simples de olho onde se tinha a córnea composta de duas superfícies sobrepostas. Uma superfície paraxial com poder refracional de 44,39 D (distância focal de 22,528 mm) e outra superfície composta por termos de Zernike, na qual pode-se introduzir a aberração esférica corneana média de +0,27 μm em uma pupila de 6 mm. Dessa forma foi possível simular a média populacional previamente publicada [9, 28] e, com isso, analisar o desempenho das LIOs em um ambiente controlado, comparável e reproduzível. As LIOs foram também modeladas seguindo o mesmo princípio. Uma superfície paraxial com o poder refracional medido no circuito óptico sobreposta a uma superfície com os coeficientes de Zernike para se introduzir as aberrações medidas (astigmatismo, coma, trifólio e aberração esférica). A profundidade de câmara anterior foi determinada como 4,34 mm e todas as LIOs foram colocadas a essa distância atrás da córnea, conforme sugerido pela literatura [29, 30]. O índice de refração da córnea utilizado foi de 1,376 e, nas LIOs, foi utilizado o índice de refração divulgado pelo fabricante das diversas lentes

analisadas. Para se calcular a distância focal da córnea e das LIOs, utilizou-se a seguinte fórmula:

$$f = \frac{1000}{D}$$

Onde:

f: distância focal (em mm)

D: poder refracional (em D)

A rotina de *quick focus* do *Zemax*® foi realizada após ter-se modelado cada LIO para que se pudesse eliminar o defoco em cada situação. Essa rotina busca a melhor posição do plano de imagem (retina) para que se minimize o erro da frente de onda. Dessa forma, o impacto de erros refracionais residuais não interferem com a análise que se limita ao impacto das aberrações de alta ordem.

A seguir, foi calculada a função de transferência da modulação (MTF - do inglês *Modulation Transfer Function*) do sistema. A MTF mostra o contraste para cada frequência espacial. Para todo sistema óptico de abertura finita, a qualidade óptica desse sistema apresenta um limite de resolução espacial calculável chamado de limite de difração. Esse limite determina a capacidade máxima de resolução de imagem em uma determinada frequência espacial. É uma medida do contraste mínimo no qual o sistema é capaz de produzir a imagem distinguível de pares de linhas distintas em várias frequências espaciais. A medida do MTF de um sistema real é sempre menor que seu limite de difração. A razão da área sob a curva da MTF pela área sob a curva do limite de difração permite comparar sistemas ópticos distintos quanto à sua capacidade global de resolução de imagem, ou de uma forma mais simplificada, sua qualidade óptica como já demonstrado na literatura [31]. Por isso, essa razão foi calculada em cada caso e será, a partir de agora, referida como razão de qualidade da modulação espectral (RQME).

Análise dos Dados

Todos os dados foram exportados para uma tabela de Excel® (*Microsoft® software*) para que se pudesse fazer as análises propostas. Para as lentes semelhantes (mesmo modelo e mesmo poder dióptrico), foi calculada a média de cada variável entre as duas lentes medidas assim como a diferença percentual entre as medidas, a fim de se detectar a variação entre os exemplares analisados de acordo com a fórmula a seguir:

$$Dif \% = 100 \times \frac{|V_{LIO1} - V_{LIO2}|}{V_{med}}$$

Onde:

Dif % = Diferença percentual entre medidas de duas lentes

V_{LIO1} = Valor medido na LIO 1

V_{LIO2} = Valor medido na LIO 2

V_{med} = Valor da média das duas lentes (LIO_1 e LIO_2)

A frente de onda descrita pelo *Front Surfer* é calculada sobre uma área de decomposição que se relaciona com o diâmetro da matriz de microlentes utilizada. Esse diâmetro é utilizado no cálculo das aberrações introduzidas pela LIO. O *software* informa, em um relatório, os dados da frente de onda reconstruída. Os mais importantes são o diâmetro da área de decomposição, o comprimento de onda utilizado, o SR e a amplitude dos termos de Zernike utilizados na reconstrução. Todas essas variáveis foram computadas e arquivadas para fim da análise proposta.

6. RESULTADOS

Foram feitas as análises de um total de 24 LIOs de três fabricantes distintos. Foram analisadas LIOs esféricas e asféricas.

Lentes Centralizadas

Medidas no Circuito Óptico

A tabela 1 mostra os valores medidos nas lentes em perfeito alinhamento.

TABELA 1 - MÉDIA DAS MEDIDAS NAS LENTES CENTRALIZADAS

Média (Diferença Percentual)

Poder (D)*	Modelo de LIO	Poder dióptrico medido (D)	Astigmatismo (D)	Aberrações de Alta Ordem (μm)			Strehl Ratio
				Coma	Trifólio	Aberração Esférica	
15	SN60AT	14,97 (0,0%)	0,08 (15,2%)	0,188 (31,9%)	0,073 (28,9%)	0,201 (4,4%)	0,667 (32,6%)
	MX60	15,04 (0,6%)	0,02 (57,6%)	0,220 (11,1%)	0,293 (24,0%)	0,269 (4,1%)	0,923 (13,4%)
	ZCB00	15,02 (0,9%)	0,10 (36,1%)	0,241 (3,1%)	0,301 (6,4%)	-0,980 (0,3%)	0,427 (15,1%)
	SN60WF	14,98 (1,8%)	0,08 (26,7%)	0,222 (38,9%)	0,157 (23,4%)	-0,827 (8,4%)	0,468 (9,9%)
20	SN60AT	19,92 (0,5%)	0,11 (11,7%)	0,252 (36,5%)	0,109 (22,9%)	0,363 (10,4%)	0,824 (4,3%)
	MX60	20,09 (0,5%)	0,04 (25,6%)	0,258 (31,9%)	0,391 (43,3%)	0,301 (2,0%)	0,892 (17,7%)
	ZCB00	20,02 (1,5%)	0,09 (27,1%)	0,262 (27,8%)	0,293 (12,5%)	-1,125 (0,9%)	0,379 (31,1%)
	SN60WF	20,00 (0,9%)	0,12 (3,3%)	0,427 (17,2%)	0,190 (51,8%)	-1,137 (1,8%)	0,647 (15,0%)
25	SN60AT	25,06 (0,3%)	0,11 (33,0%)	0,243 (37,3%)	0,103 (29,8%)	0,500 (9,3%)	0,682 (19,7%)
	MX60	25,02 (0,6%)	0,04 (9,6%)	0,251 (63,8%)	0,385 (29,9%)	0,293 (5,2%)	0,786 (7,4%)
	ZCB00	25,06 (0,5%)	0,09 (52,1%)	0,415 (26,0%)	0,397 (36,5%)	-1,279 (1,1%)	0,415 (2,3%)
	SN60WF	25,10 (0,3%)	0,15 (24,4%)	0,407 (37,2%)	0,240 (11,2%)	-1,171 (4,7%)	0,667 (24,9%)

* Poder fornecido pelo fabricante

Nota-se que todas as lentes apresentaram poder dióptrico compatível com àquele fornecido pelo fabricante com pequena variação da média em relação ao valor nominal de cada LIO. O poder medido nas lentes de 15 D variou entre 14,84 D e 15,11 D, nas de 20 D, entre 19,87 D e 20,16 D e nas LIOs de 25 D, o valor mínimo medido foi de 24,95 D e o

máximo, 25,14 D. Pela norma de metrologia internacional da ANSI (*American Standards National Institute*), a variação de poder aceitável é de $\pm 0,3$ D para lentes entre 0 e 15 D, $\pm 0,4$ D para lentes entre 15 e 25 D e $\pm 0,5$ D para lentes acima de 25 D. Nota-se também a pequena diferença percentual que essas lentes exibem entre si (valores entre parêntesis - ver fórmula página 36). Além disso pode-se notar também o baixo valor de astigmatismo induzido por essas lentes, clinicamente desprezível, com maior valor de 0,16 D. Pode-se também perceber que as lentes induzem pouco coma e trifólio e, em todas elas, houve um aumento dessas aberrações à medida que se aumentou o poder dióptrico analisado. Quanto à aberração esférica, pode-se notar que as lentes esféricas (SN60AT®) apresentam aberração esférica positiva que aumenta à medida que se aumenta também o poder óptico da LIO. Esse é um achado esperado pelo fato de essas lentes serem esféricas. As LIOs MX60® apresentam aberração esférica positiva quase constante entre os poderes avaliados. Já as lentes ZCB00® e SN60WF®, mostram aberração esférica negativa que aumenta (torna-se mais negativa) em poderes dióptricos mais altos. Cabe lembrar que o valor da aberração esférica aqui apresentado corresponde àquele no plano da LIO e, portanto, diferente do valor informado pelos fabricantes que é reportado no plano da córnea. O gráfico 1 ilustra a variação da aberração esférica com lentes centralizadas.

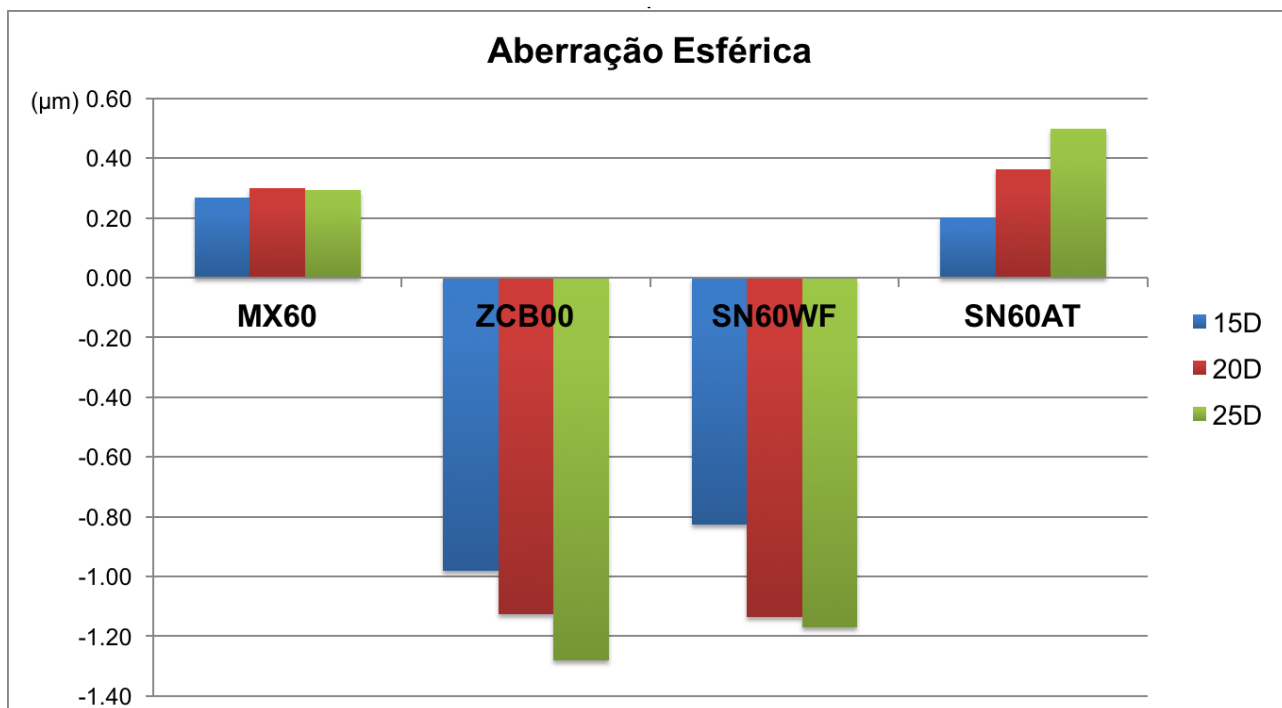
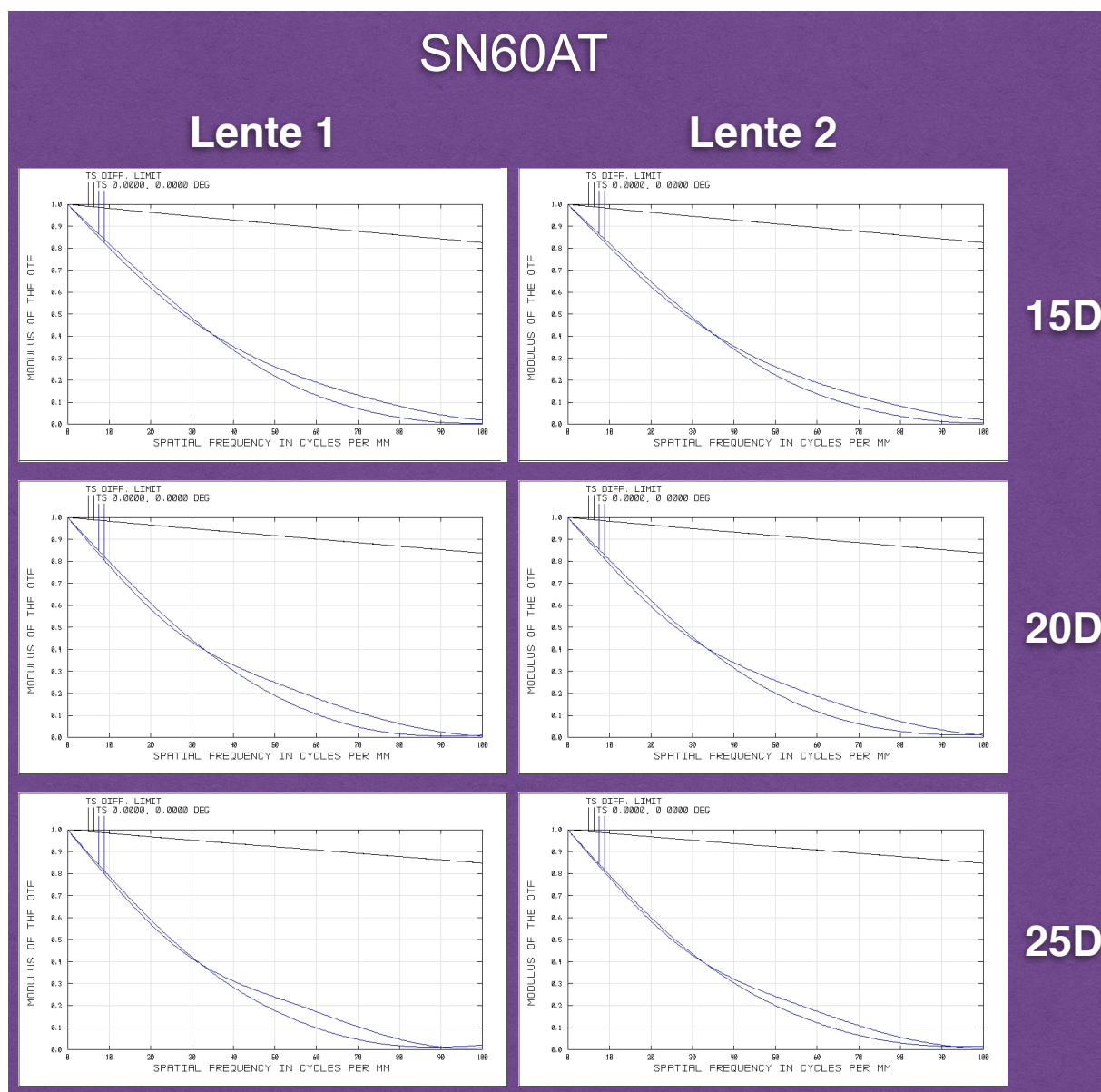


GRÁFICO 1 - ABERRAÇÃO ESFÉRICA DAS LENTES CENTRALIZADAS

Simulação de Implante Intraocular

As figuras 20-23 mostram os gráficos da MTF das lentes centralizadas. A curva da MTF foi limitada ao intervalo de 0 a 100 pares de linha que é a faixa mais relevante para resolução retiniana e a pupila usada foi de 6mm. O gráfico da MTF é, geralmente, composto por duas curvas, uma sagital e outra tangencial. Assim é possível avaliar o desempenho das lentes em dois meridianos distintos. Dependendo das aberrações presentes no sistema em análise, essas curvas podem estar sobrepostas. Na ausência de aberrações rotacionalmente assimétricas, há a sobreposição das curvas, mas em sua presença, essas curvas se destacam. Em todos os casos apresentados, pode-se perceber a presença das curvas a sagital e tangencial distintas. Isso se deve à existência de aberrações rotacionalmente assimétricas (astigmatismo, coma e trifólio) em todas as lentes, como visto na tabela 1. Nota-se que as LIOs asféricas com aberração esférica negativa (ZCB00® e SN60WF®) apresentam MTF mais alto (maior qualidade de imagem) que as demais. Isso ocorre devido ao fato de a aberração esférica induzida por essas lentes cancelar parcialmente a aberração esférica positiva induzida pela córnea. É importante lembrar que todas essas análises foram

feitas em uma situação simulada na qual a córnea não induzia nenhuma outra aberração de alta ordem a não ser a aberração esférica que tinha valor de $+0,27 \mu\text{m}$.



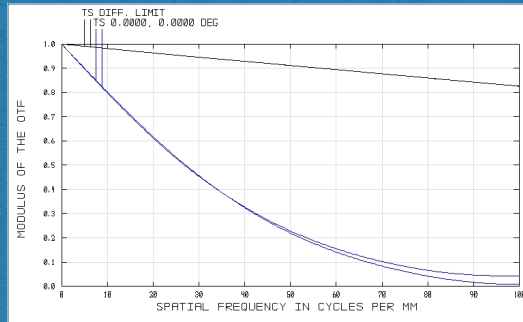
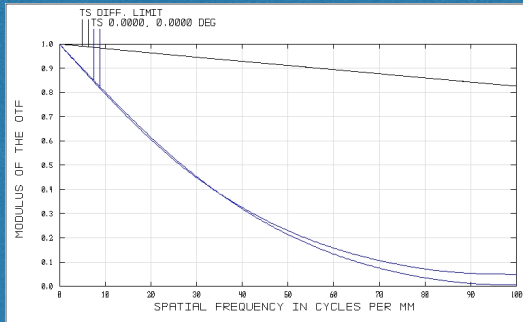
**FIGURA 20 - SN60AT®. MTF DA SIMULAÇÃO DE IMPLANTE INTRAOCULAR
A CURVA PRETA SUPERIOR REPRESENTA O LIMITE DE DIFRAÇÃO DE CADA SITUAÇÃO**

Nota-se que as lentes esféricas têm uma discreta tendência de piora do seu desempenho à medida que se aumenta o poder dióptrico. Isso é um achado esperado visto que é sabido que a aberração esférica dessas lentes é maior em lentes com poder dióptrico mais alto.

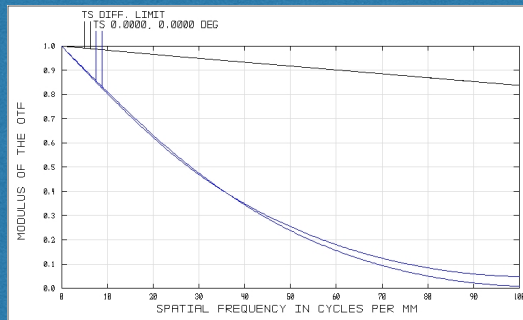
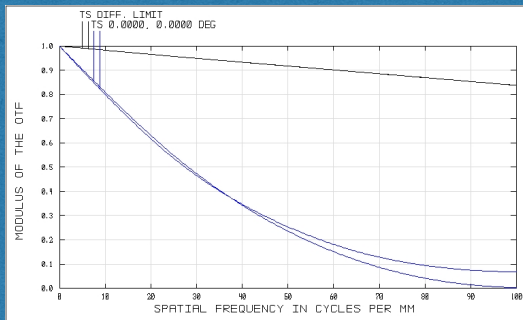
MX60

Lente 1

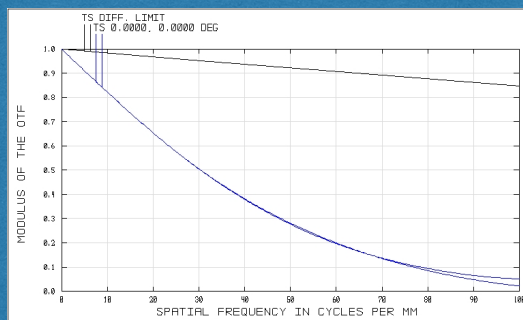
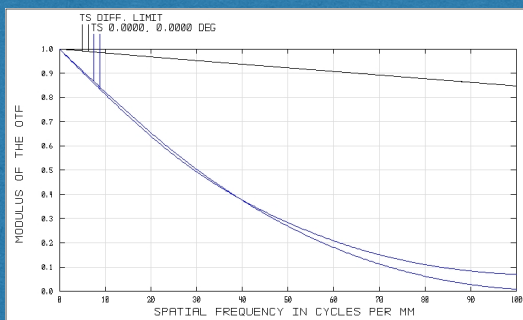
Lente 2



15D



20D



25D

FIGURA 21 - MX60®. MTF DA SIMULAÇÃO DE IMPLANTE INTRAOCULAR

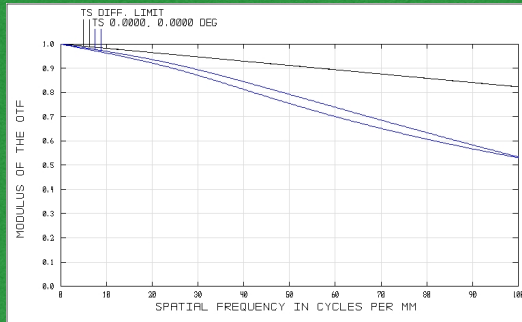
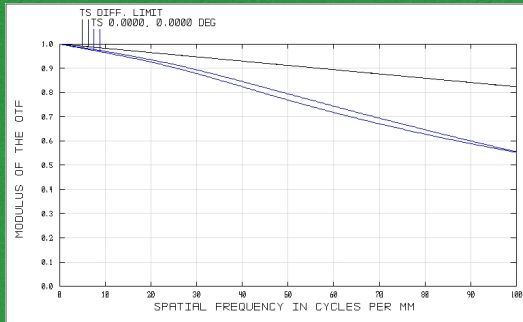
A CURVA PRETA SUPERIOR REPRESENTA O LIMITE DE DIFRAÇÃO DE CADA SITUAÇÃO

No caso das lentes esféricas neutras MX60®, percebe-se que o desempenho é praticamente constante ao longo da faixa de poder analisada.

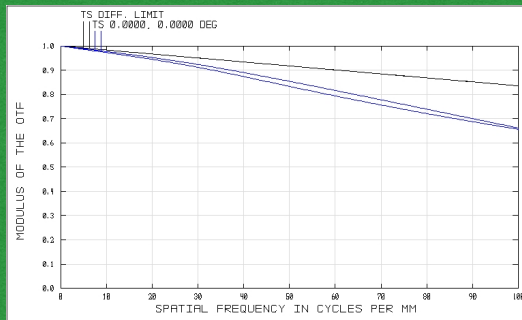
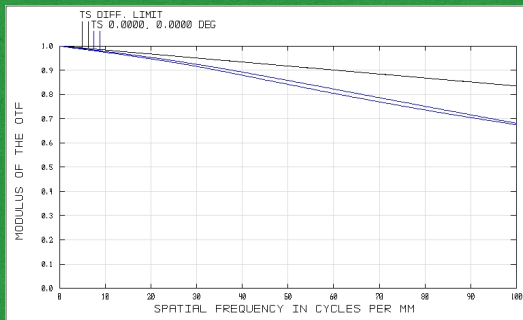
ZCB00

Lente 1

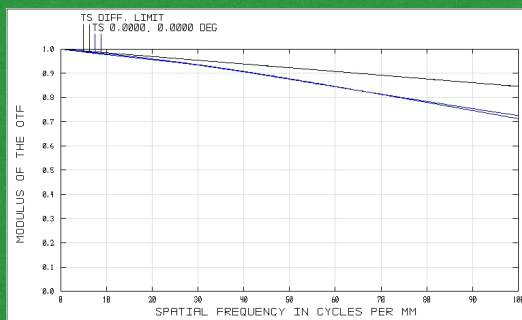
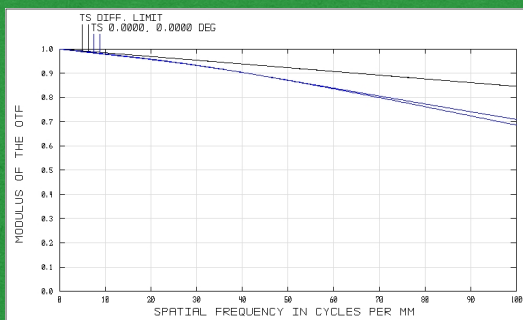
Lente 2



15D



20D



25D

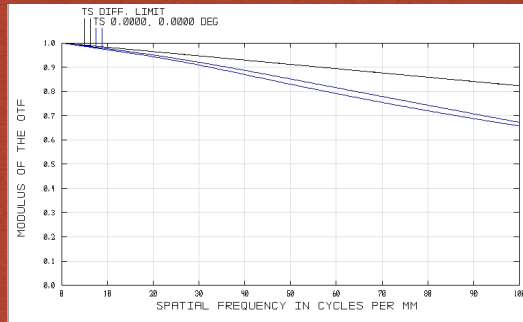
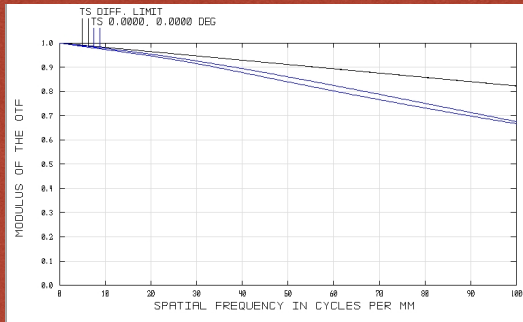
**FIGURA 22 - ZCB00®. MTF DA SIMULAÇÃO DE IMPLANTE INTRAOCULAR
A CURVA PRETA SUPERIOR REPRESENTA O LIMITE DE DIFRAÇÃO DE CADA SITUAÇÃO**

Como mencionado anteriormente, as lentes asféricas negativas ZCB00® possuem desempenho óptico superior às lentes esféricas e às lentes asféricas neutras. Isso se deve ao fato de elas apresentarem aberração esférica negativa que cancela parcial ou totalmente a aberração esférica positiva induzida pela córnea.

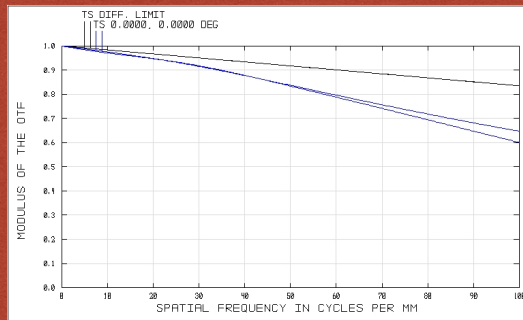
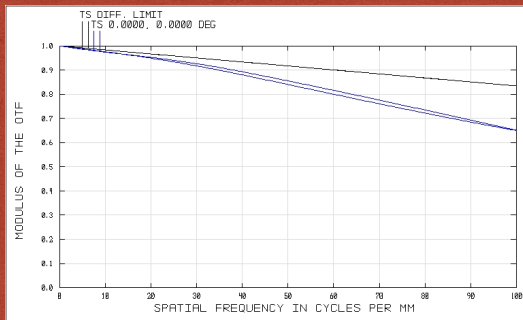
SN60WF

Lente 1

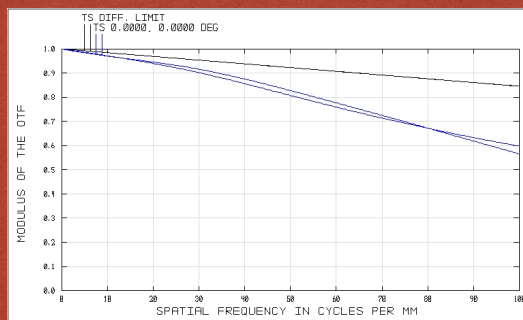
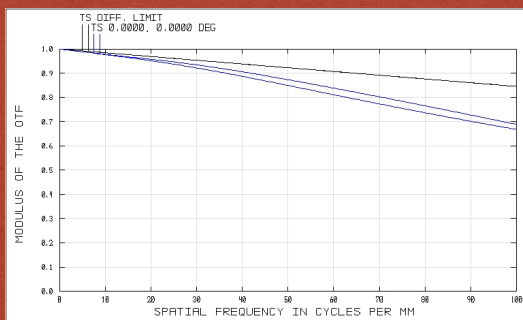
Lente 2



15D



20D



25D

FIGURA 23 - SN60WF®. MTF DA SIMULAÇÃO DE IMPLANTE INTRAOCULAR

A CURVA PRETA SUPERIOR REPRESENTA O LIMITE DE DIFRAÇÃO DE CADA SITUAÇÃO

Assim como ocorre nas lentes ZCB00®, as LIOs asféricas negativas SN60WF® apresentam também desempenho óptico mais favorável quando comparada às lentes esféricas ou asféricas neutras.

Os resultados das lentes centralizadas mostram que na análise do circuito óptico, onde somente as aberrações das lentes são levadas em conta, as LIOs asféricas neutras MX60® apresentaram melhor desempenho óptico, mostrado pelo seu maior SR. Essas lentes também tiveram menor influência da variação do poder dióptrico nas aberrações de

alta ordem por elas induzidas. As lentes asféricas negativas mostram aumento da aberração esférica induzida, tornando-se mais negativa, com o aumento do poder dióptrico. Entretanto, nas simulações de implante intraocular, os resultados são diferentes, favorecendo as LIOs de aberração esférica negativa (ZCB00® e SN60WF®), comprovado pelas análises da MTF. Nessa simulação, a córnea induz aberração esférica positiva, o que é parcialmente compensado pela aberração esférica negativa dessas lentes. Esse resultado é, evidentemente, mais importante e mais aplicável à prática clínica. Entretanto, deve-se ter em mente que o desempenho aqui apresentado foi calculado a partir de simulações feitas em um olho simplificado com a córnea induzindo apenas aberração esférica e mais nenhuma aberração de alta ordem. Em situações clínicas em que a córnea induz aberrações de alta ordem fora da média, como após cirurgias ceratorefrativas, ceratocone, transplante de córnea, etc., esses resultados não podem ser aplicados.

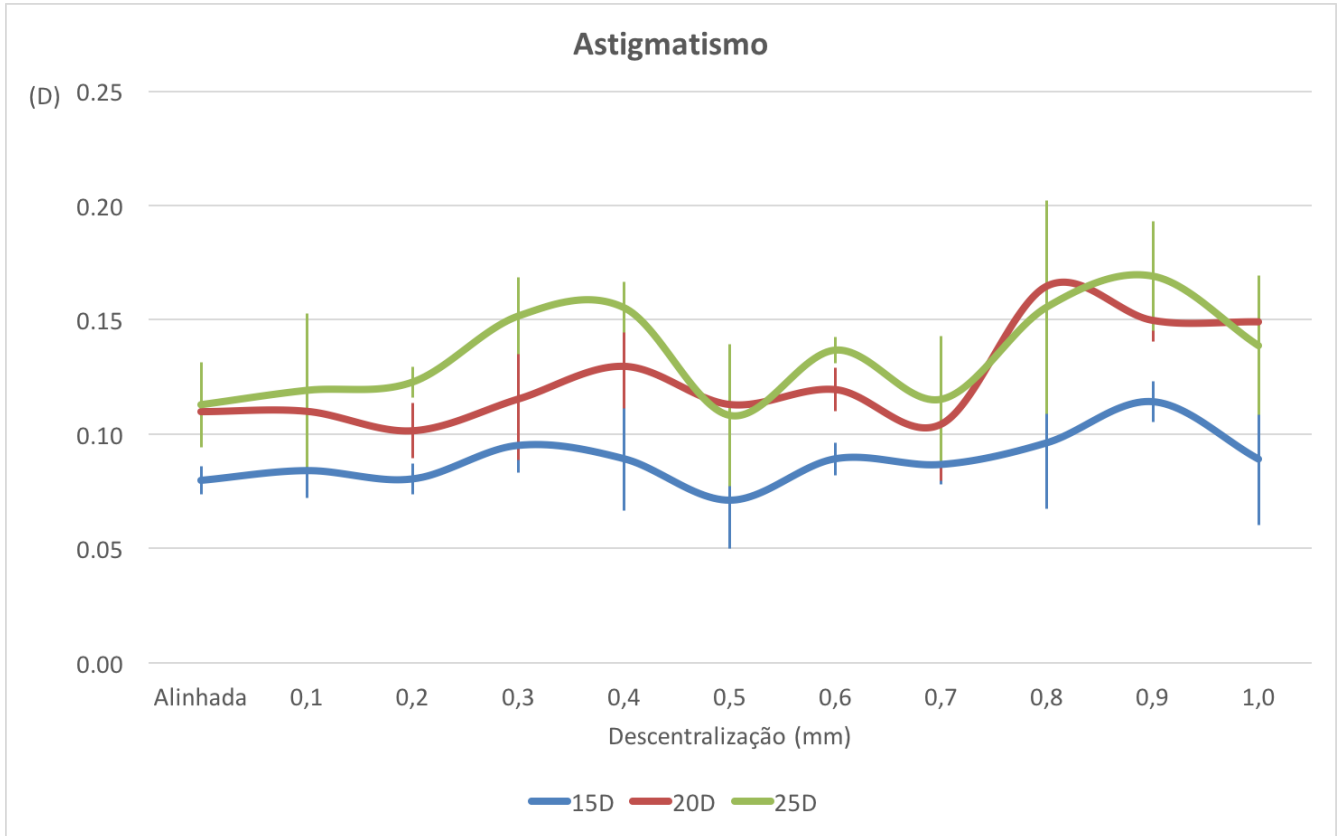
Lentes Descentralizadas

Medidas no Circuito Óptico

Todas as lentes foram descentralizadas horizontalmente em passos de 0,1 mm até o limite de 1,0 mm.

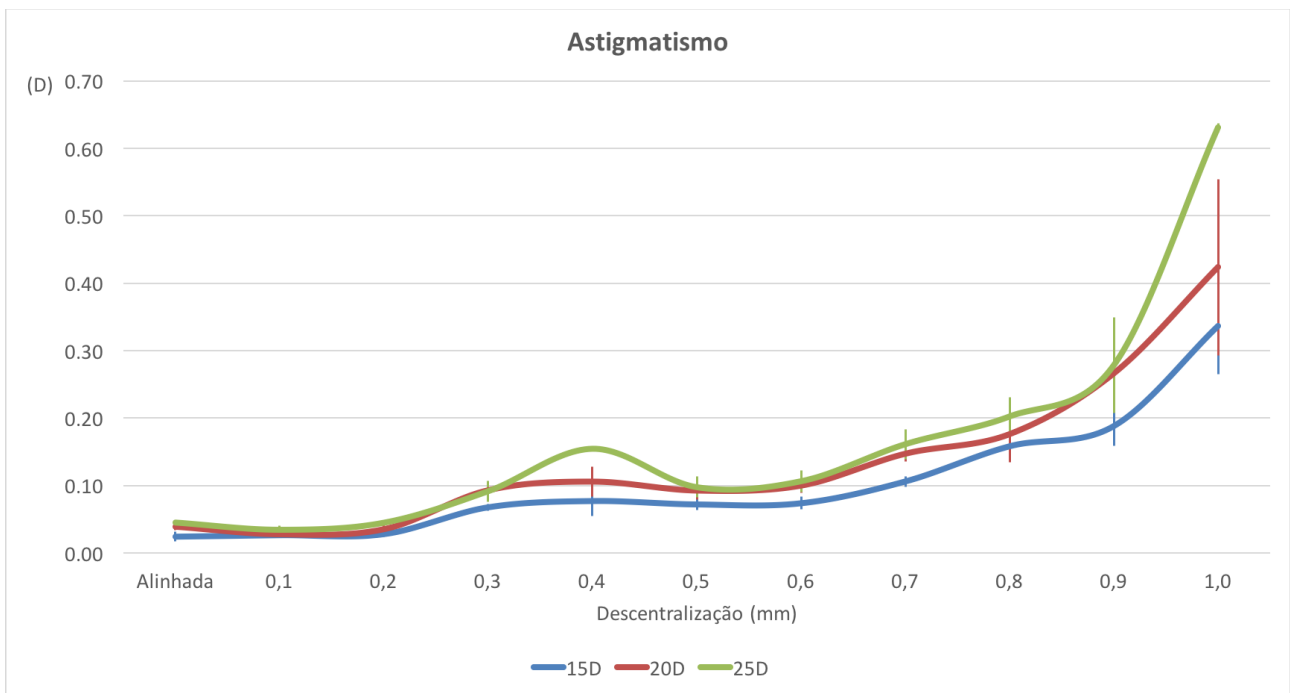
À medida que se descentralizou as lentes, houve aumento progressivo da indução de astigmatismo nas LIOs asféricas. Nas lentes de aberração esférica negativa (ZCB00® e SN60WF®), esse aumento foi mais significativo, atingindo valores de 1,52 D em descentrações máximas. As LIOs MX60®, embora também tenham tido um aumento do astigmatismo induzido, esse aumento foi menor e somente em descentralizações maiores (acima de 0,6 mm). As lentes esféricas não apresentaram aumento significativo do astigmatismo com a descentralização. Os gráficos 2 a 5 mostram o comportamento do astigmatismo com a descentralização das lentes analisadas.

GRÁFICO 2 - SN60AT®. ASTIGMATISMO INDUZIDO COM A DESCENTRALIZAÇÃO



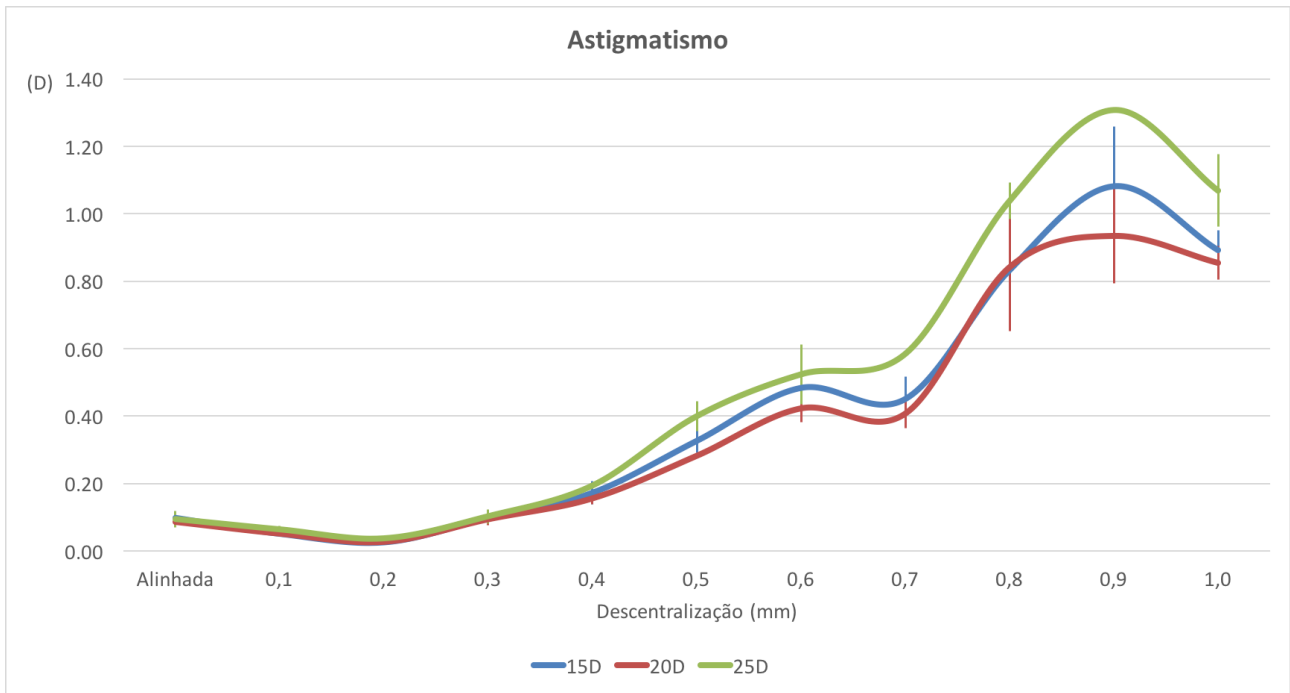
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 3 - MX60®. ASTIGMATISMO INDUZIDO COM A DESCENTRALIZAÇÃO



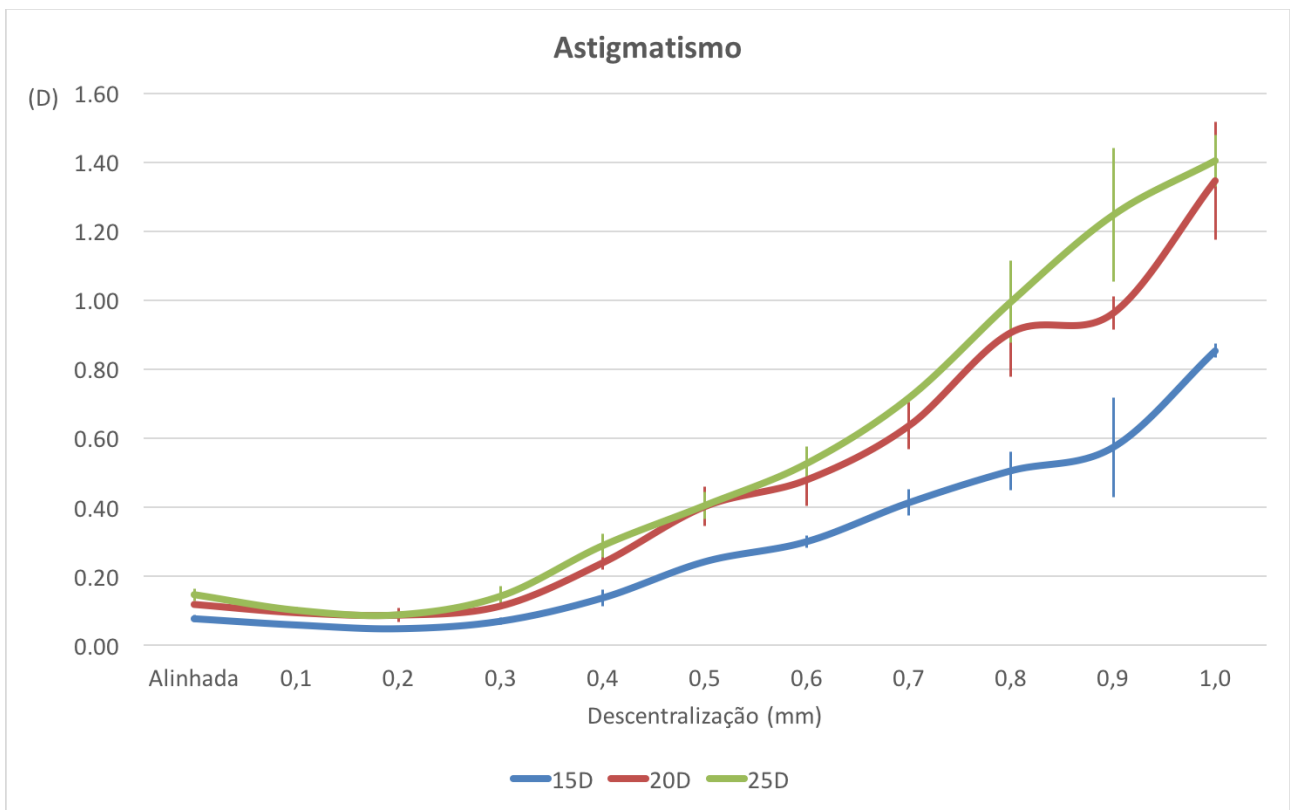
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 4 - ZCB00®. ASTIGMATISMO ÍNDUZIDO COM A DESCENTRALIZAÇÃO



Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

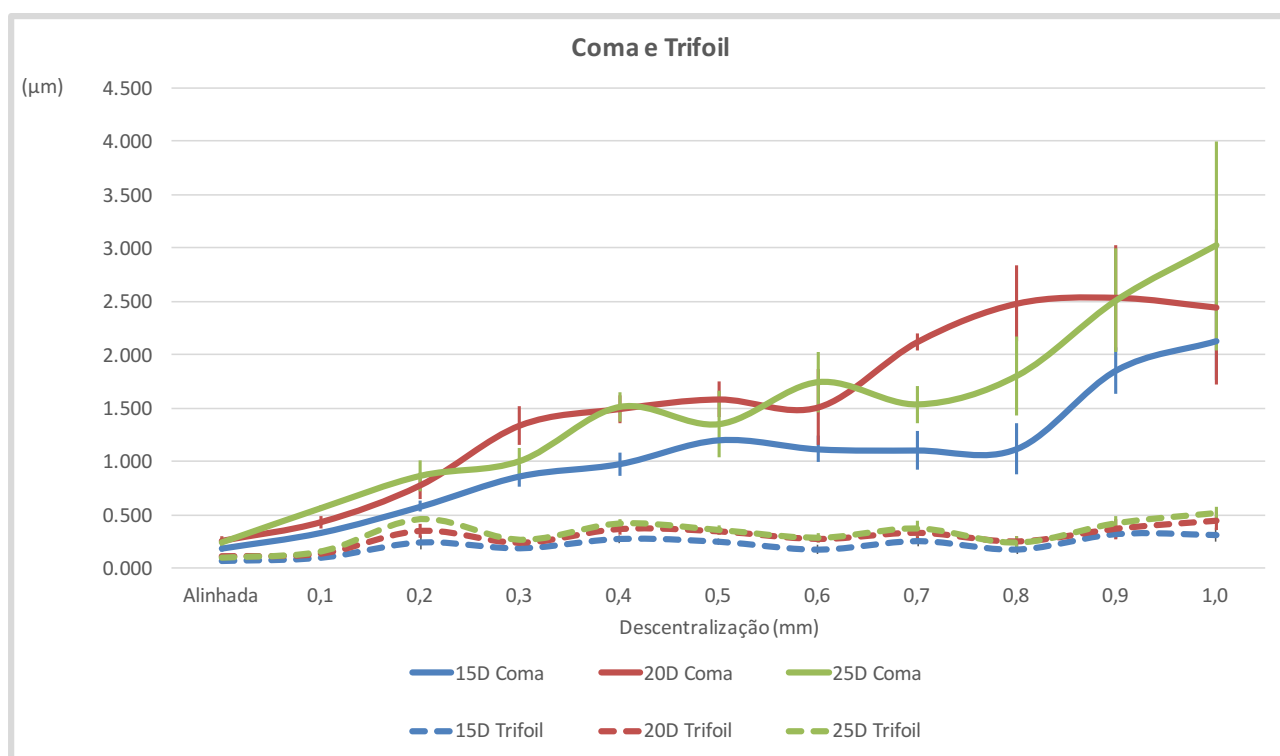
GRÁFICO 5 - SN60WF®. ASTIGMATISMO INDUZIDO COM A DESCENTRALIZAÇÃO



Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

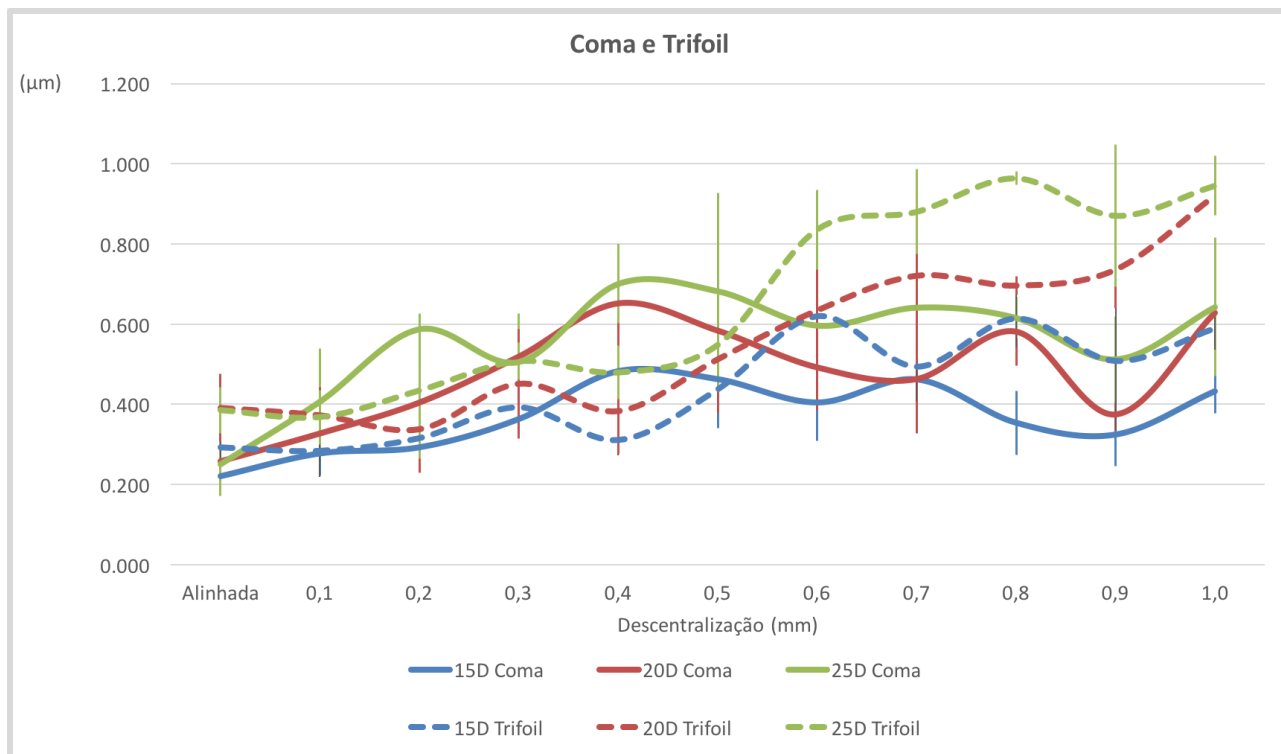
O trifólio permaneceu praticamente constante com a descentralização em todas as lentes analisadas variando de 0,05 μm a 1,26 μm . As lentes MX60® também não induziram coma com a descentralização havendo uma pequena variação dessa aberração (0,27 μm , 0,49 μm e 0,54 μm , respectivamente para as LIOs de 15, 20 e 25 D). Todas as demais lentes produziram um aumento do coma à medida que houve a descentralização. As lentes ZCB00® apresentaram um aumento muito significativo dessa aberração. Essas lentes atingiram valores altíssimos de coma (mais de 17 μm) com descentrações máximas. As lentes SN60AT® e SN60WF®, embora tenham apresentado também indução de coma, mantiveram níveis mais baixos dessa aberração mesmo em descentralizações importantes. Os gráficos 6 a 9 ilustram essas variações.

GRÁFICO 6 - SN60AT®. ABERRAÇÕES INDUZIDAS COM A DESCENTRALIZAÇÃO



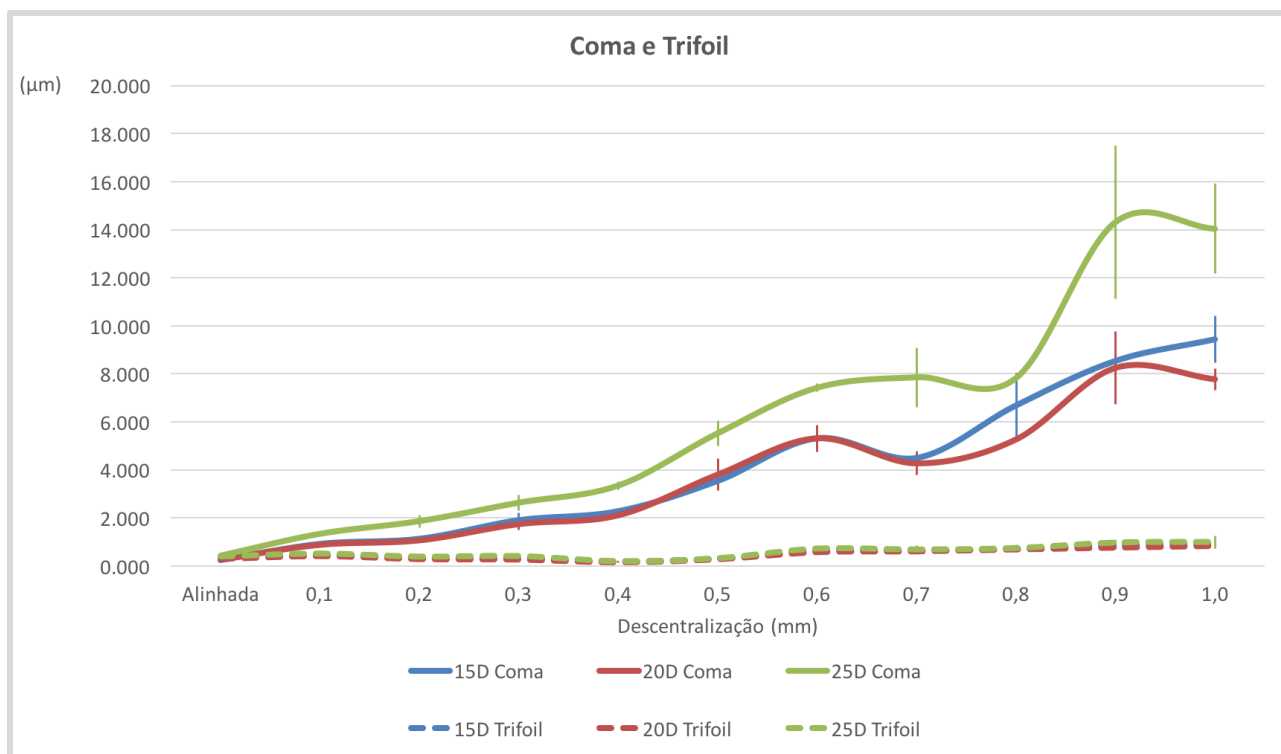
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 7 - MX60®. ABERRAÇÕES INDUZIDAS COM A DESCENTRALIZAÇÃO



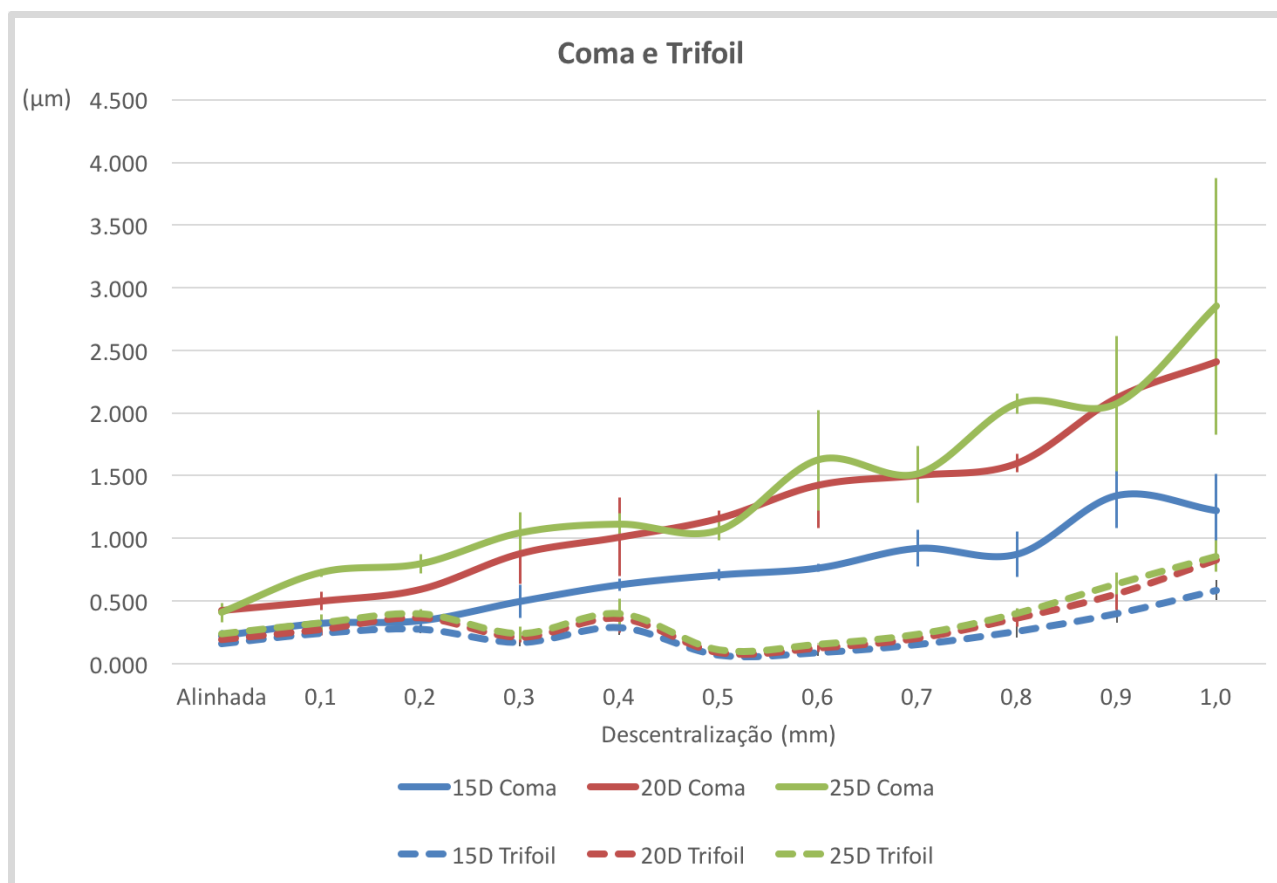
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 8 - ZCB00®. ABERRAÇÕES INDUZIDAS COM A DESCENTRALIZAÇÃO



Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

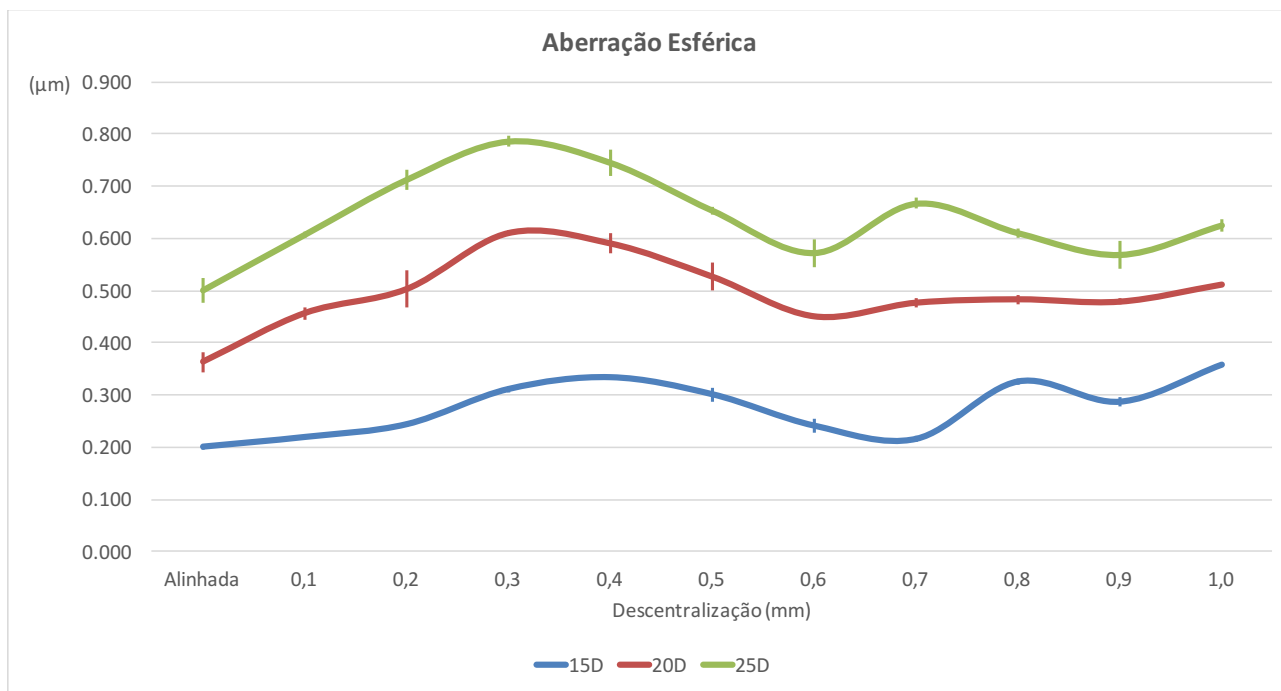
GRÁFICO 9 - SN60WF®. ABERRAÇÕES INDUZIDAS COM A DESCENTRALIZAÇÃO



Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

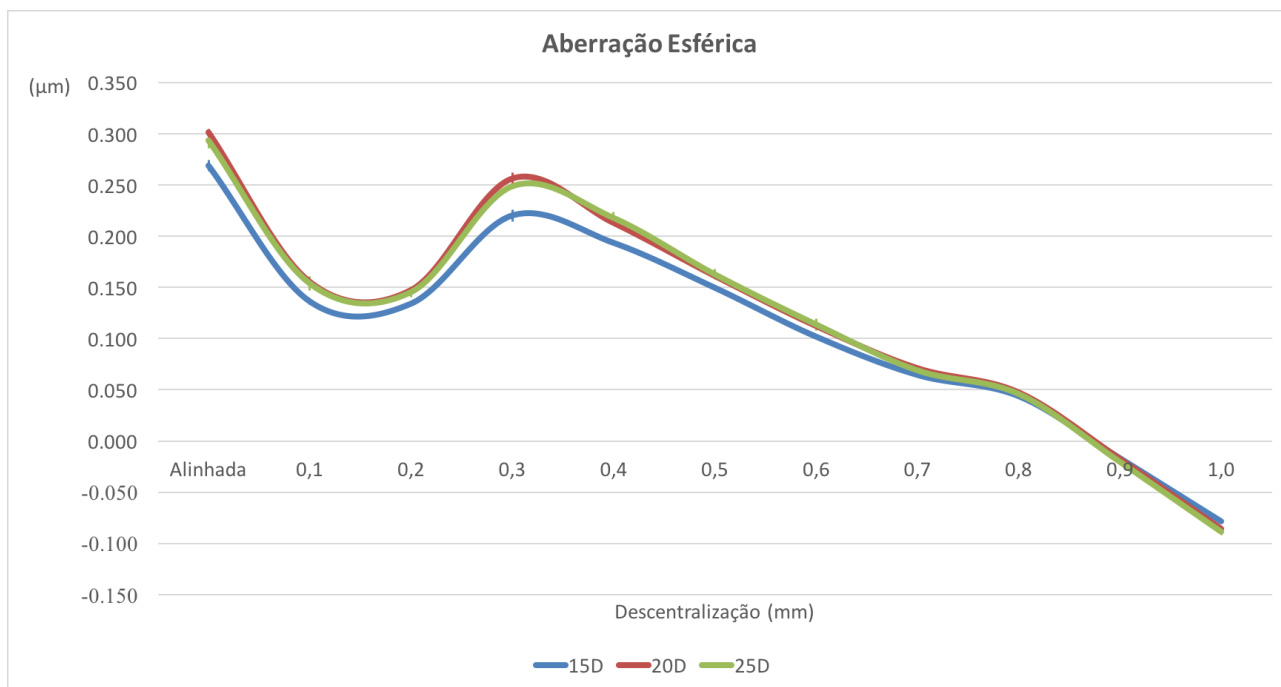
A aberração esférica, embora com valores distintos, permaneceu praticamente constante nas LIOs SN60AT® e SN60WF® com a descentralização. Houve variação máxima de 0,587 µm para a lente SN60AT® e 0,830 µm para LIO SN60WF®. A LIO ZCB00® manteve a aberração esférica em tendência constante com descentralizações até 0,6 mm e, com desvios na posição maiores, apresentou tendência de queda dessa aberração (tornou-se mais negativa). As LIOs MX60® mostraram queda da aberração esférica (tornando-se, eventualmente, mais negativa) com o aumento da descentralização. Essas últimas lentes tiveram valores de aberração esférica quase idênticos entre os poderes analisados. Os gráficos 10 a 13 mostram essas tendências. Pode-se notar, também a pequena variação medida entre lentes do mesmo poder (barras de erro pequenas).

GRÁFICO 10 - SN60AT®. ABERRAÇÃO ESFÉRICA INDUZIDA COM A DESCENTRALIZAÇÃO



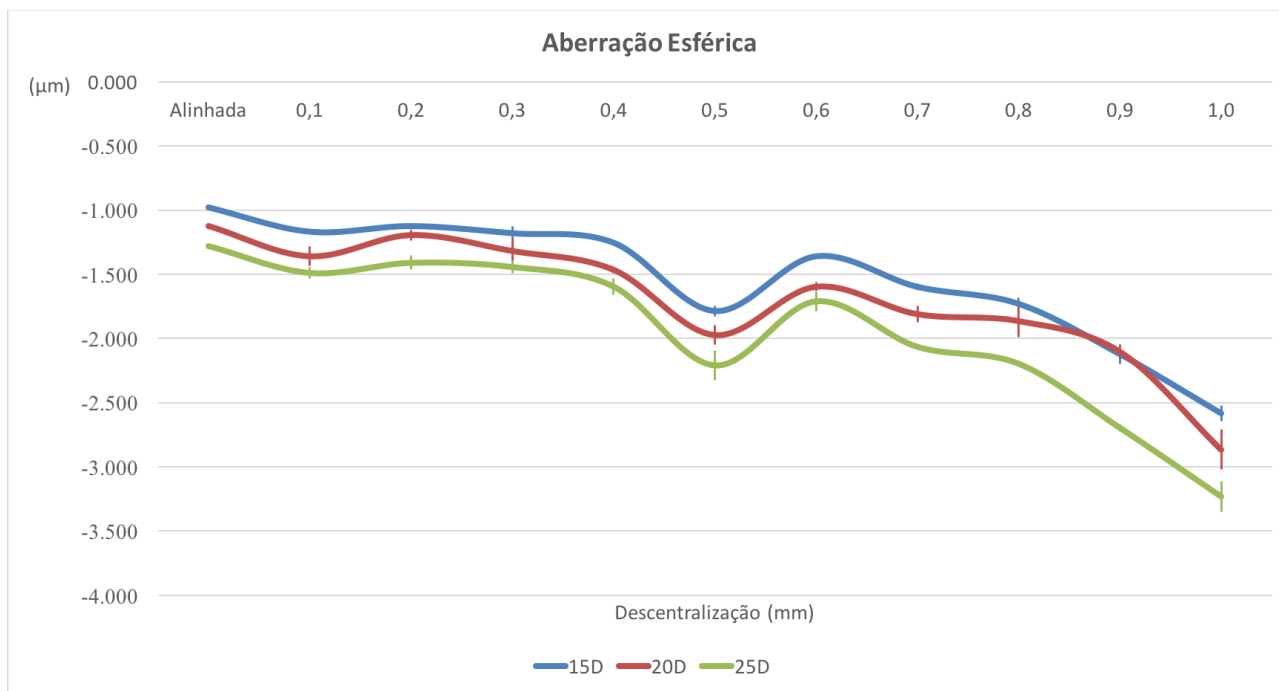
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 11 - MX60®. ABERRAÇÃO ESFÉRICA INDUZIDA COM A DESCENTRALIZAÇÃO



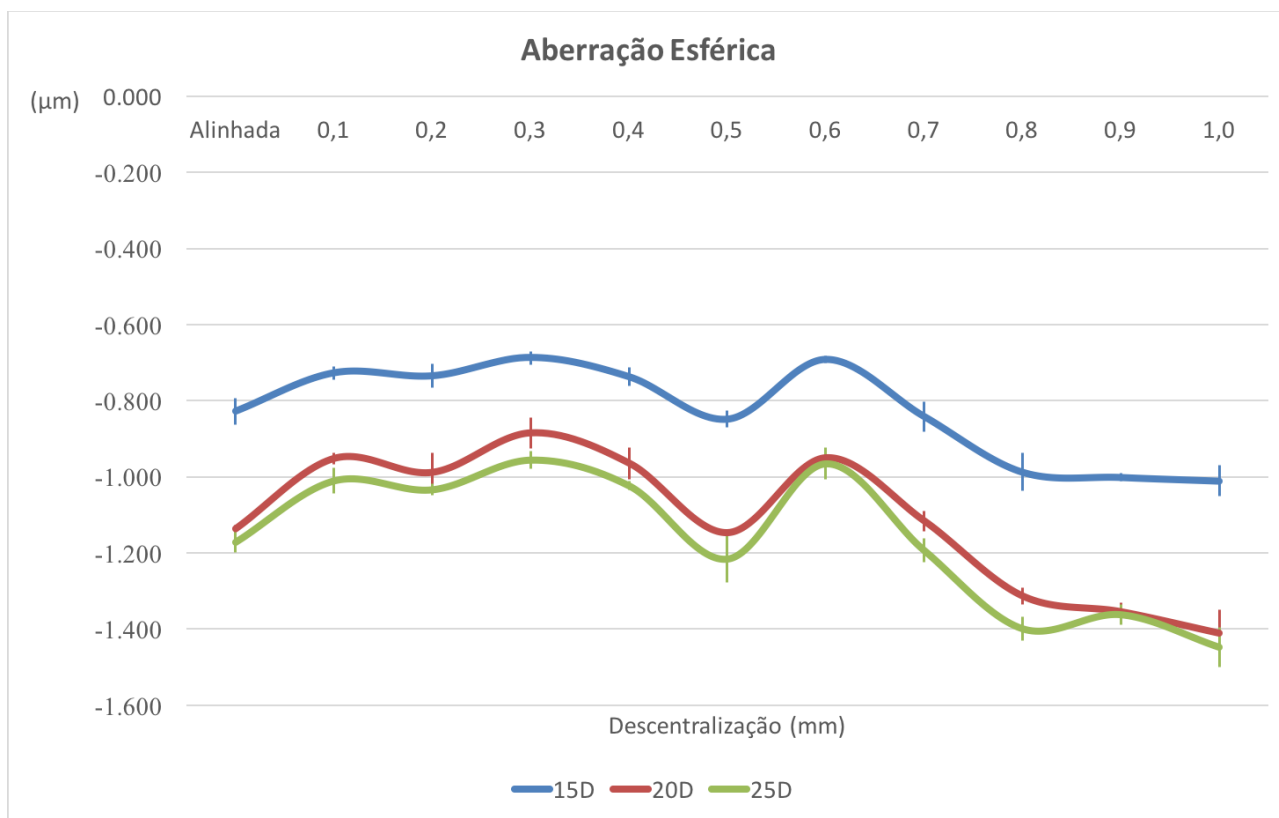
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 12 - ZCB00®. ABERRAÇÃO ESFÉRICA INDUZIDA COM A DESCENTRALIZAÇÃO



Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

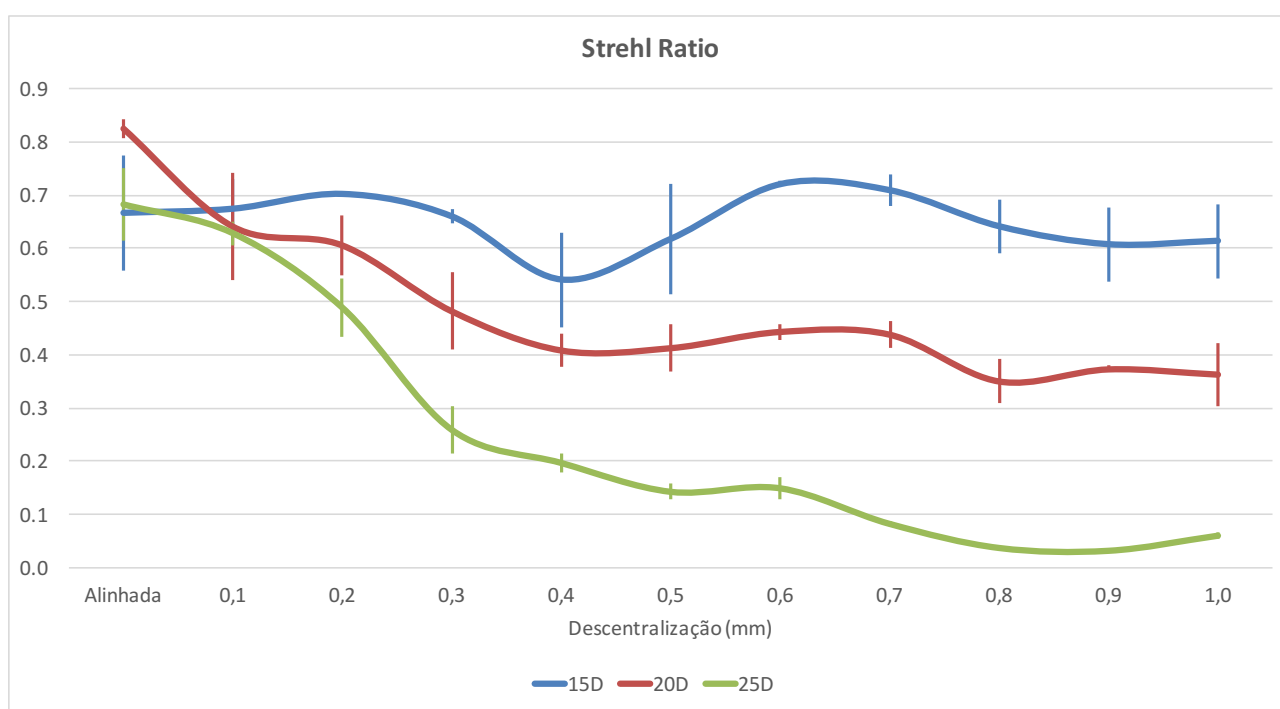
GRÁFICO 13 - SN60WF®. ABERRAÇÃO ESFÉRICA INDUZIDA COM A DESCENTRALIZAÇÃO



Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

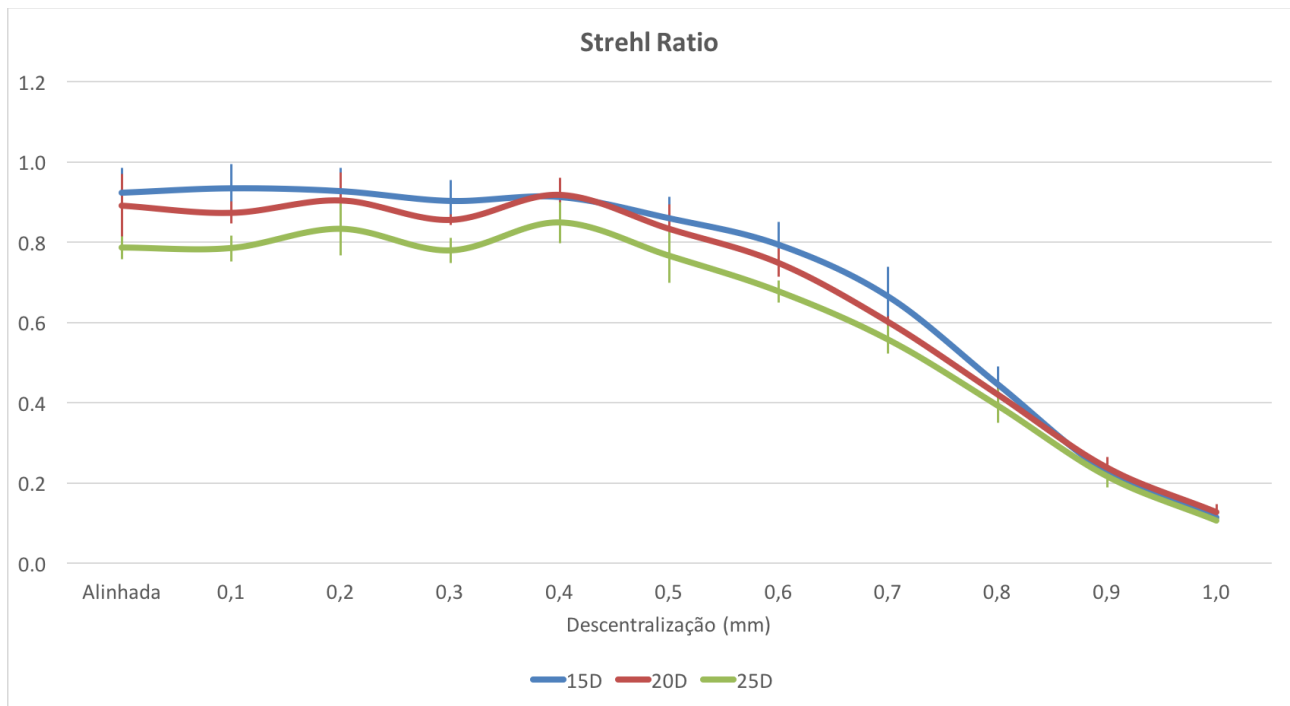
O SR ilustra a qualidade da imagem de um ponto pelo sistema conforme descrito na página 31. Em todas as lentes analisadas, essa razão teve queda com o aumento da descentralização. Este resultado era esperado visto que as aberrações induzidas com o deslocamento horizontal da LIO contribuem para a degradação da imagem produzida por essas lentes. Nas lentes esféricas, essa queda foi menos importante, principalmente naquelas com menor poder dióptrico. As LIOs MX60® mantiveram seu SR praticamente constante em descentrações menores que 0,5 mm e, com descentrações maiores, apresentaram queda do desempenho óptico. As lentes asféricas com aberração esférica negativa (ZCB00® e SN60WF®) mostraram queda importante do SR mesmo com pequenas descentrações. Os gráficos 14 a 17 mostram o desempenho do SR nas LIOs analisadas. De acordo com esses dados, pode-se afirmar que as lentes esféricas tiveram o melhor desempenho óptico com a descentralização.

GRÁFICO 14 - SN60AT®. VARIAÇÃO DO STREHL RATIO COM A DESCENTRALIZAÇÃO



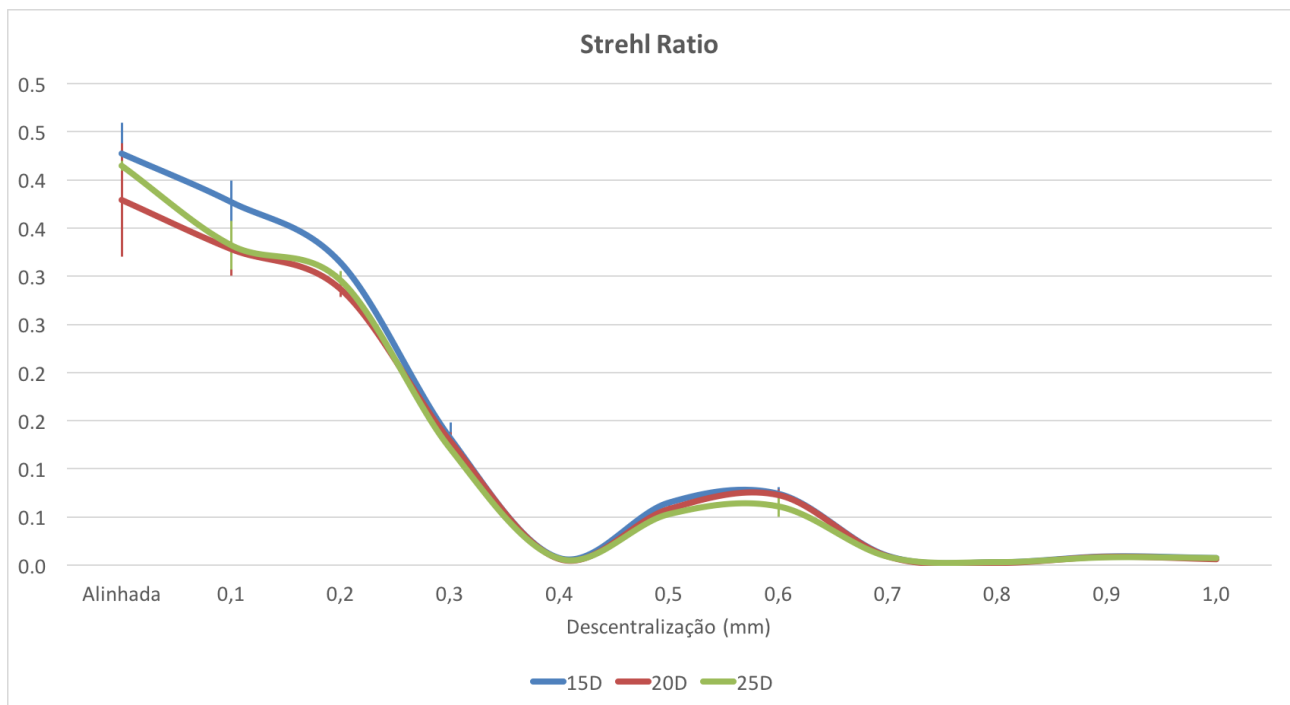
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 15 - MX60®. VARIAÇÃO DO STREHL RATIO COM A DESCENTRALIZAÇÃO



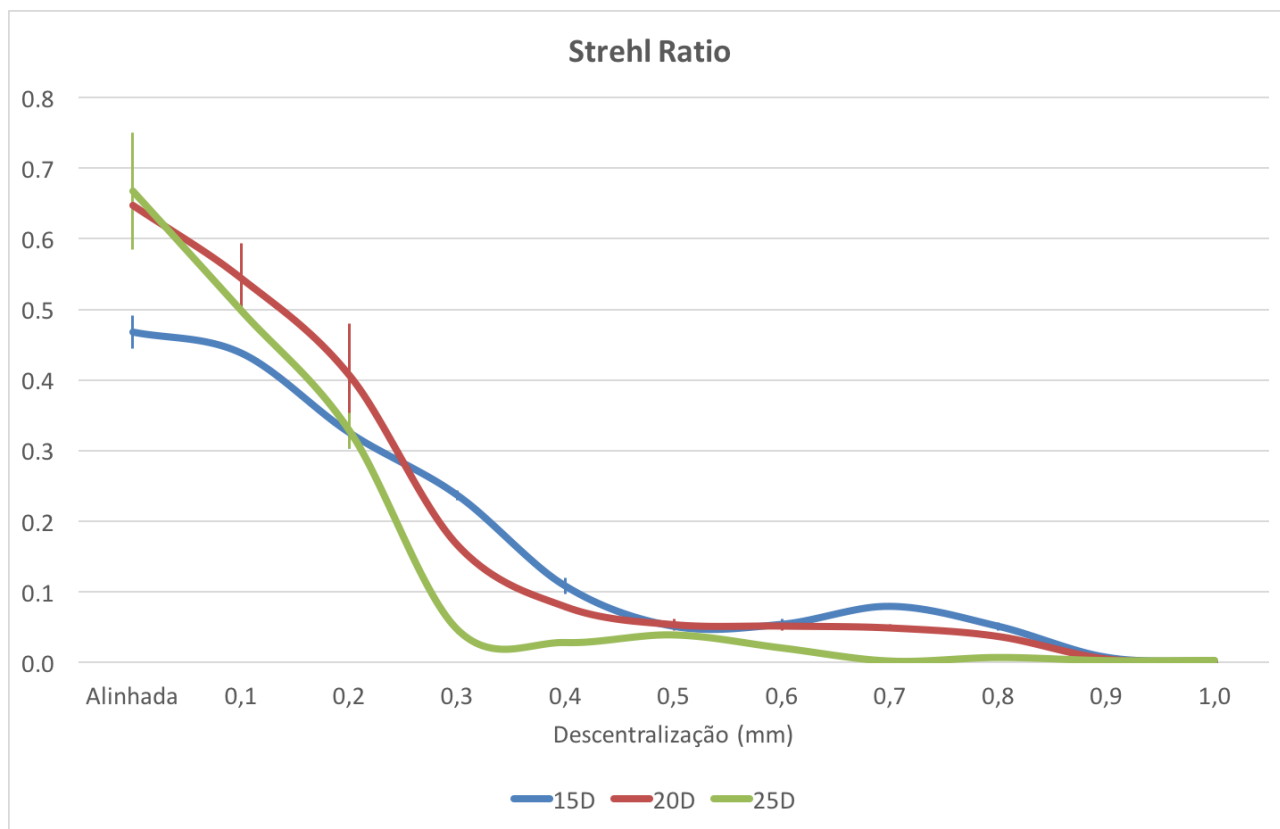
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 16 - ZCB00®. VARIAÇÃO DO STREHL RATIO COM A DESCENTRALIZAÇÃO



Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 17 SN60WF®. VARIAÇÃO DO STREHL RATIO COM A DESCENTRALIZAÇÃO

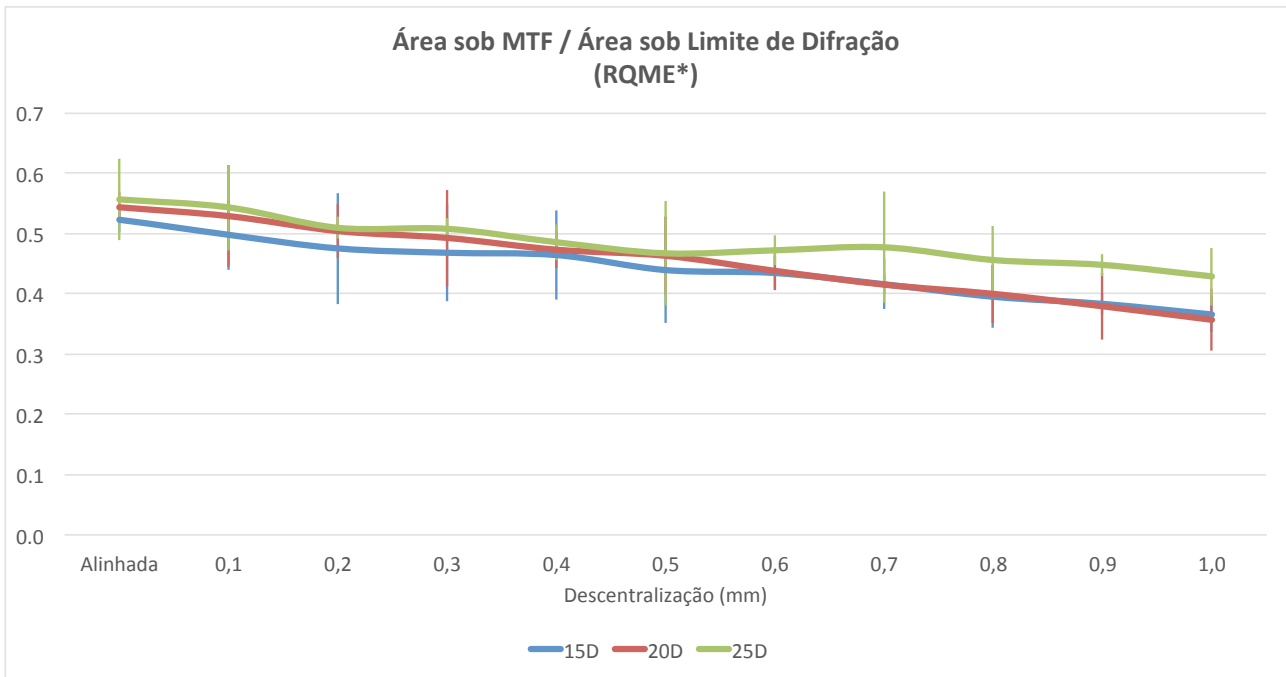


Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

Simulação de Implante Intraocular

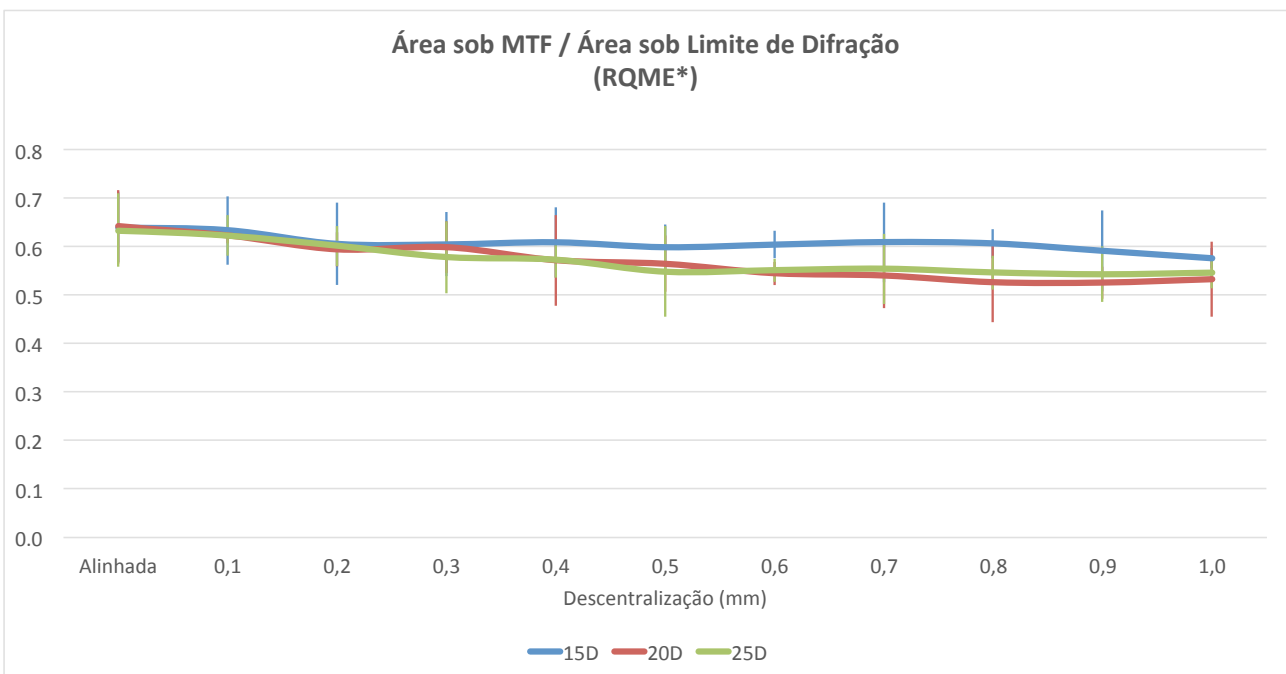
Na simulação de implante intraocular, a descentralização das lentes causou, também, uma perda de qualidade óptica. Houve queda do MTF em todas as análises, muito mais importante nas lentes asféricas com aberração esférica negativa (ZCB00® e SN60WF®). Entretanto, a queda observada não foi tão importante quanto a medida no circuito óptico. Os gráficos 18 a 21 mostram a variação do MTF (representado pela média da razão de qualidade da modulação espectral - RQME) das diversas lentes nas diferentes posições de descentralização. Nota-se que as lentes asféricas neutras (MX60®) tiveram desempenho superior em relação às demais.

GRÁFICO 18 - SN60AT® - VARIAÇÃO DA RQME COM A DESCENTRALIZAÇÃO



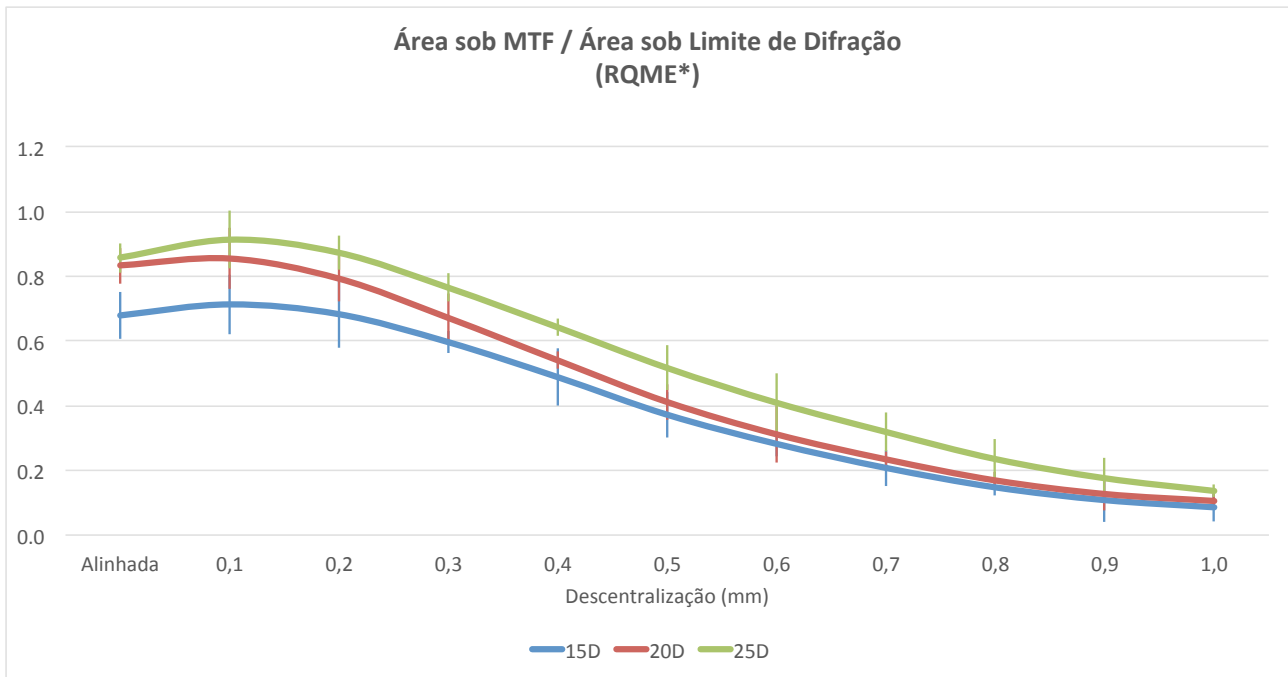
* RQME: Razão de qualidade da modulação espectral
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 19 - MX60® - VARIAÇÃO DA RQME COM A DESCENTRALIZAÇÃO



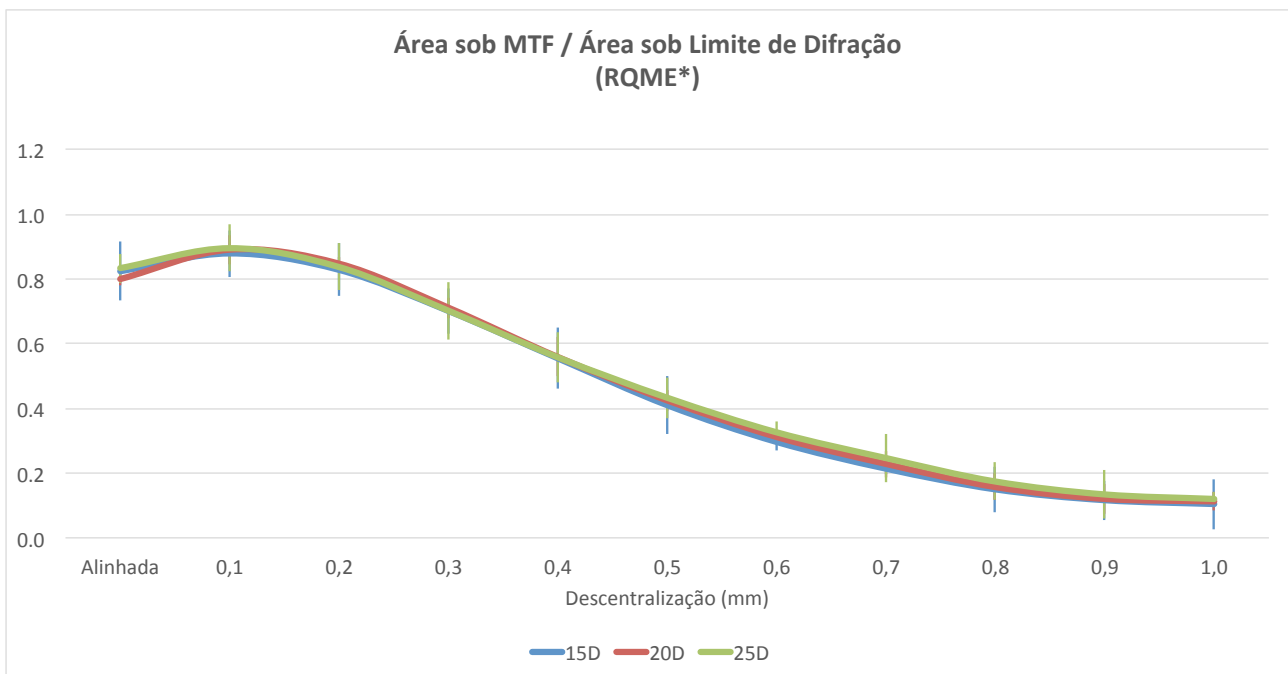
* RQME: Razão de qualidade da modulação espectral
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 20 - ZCB00® - VARIAÇÃO DA RQME COM A DESCENTRALIZAÇÃO



* RQME: Razão de qualidade da modulação espectral
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 21 - SN60WF® - VARIAÇÃO DA RQME COM A DESCENTRALIZAÇÃO



* RQME: Razão de qualidade da modulação espectral
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

Deve-se ter em mente que a PSF é a função que descreve a formação de um único ponto da imagem e que o SR é uma razão que normaliza esse valor pelo limite de difração no ponto central máximo. A RQME é uma medida, também normalizada pelo limite de difração, calculada a partir da MTF que é a função que descreve o contraste da imagem produzida pelo sistema. A MTF é a transformada de Fourier bidimensional da PSF. Portanto, o SR e a RQME devem ter tendências semelhantes na maioria dos casos como foi observado nessa simulação.

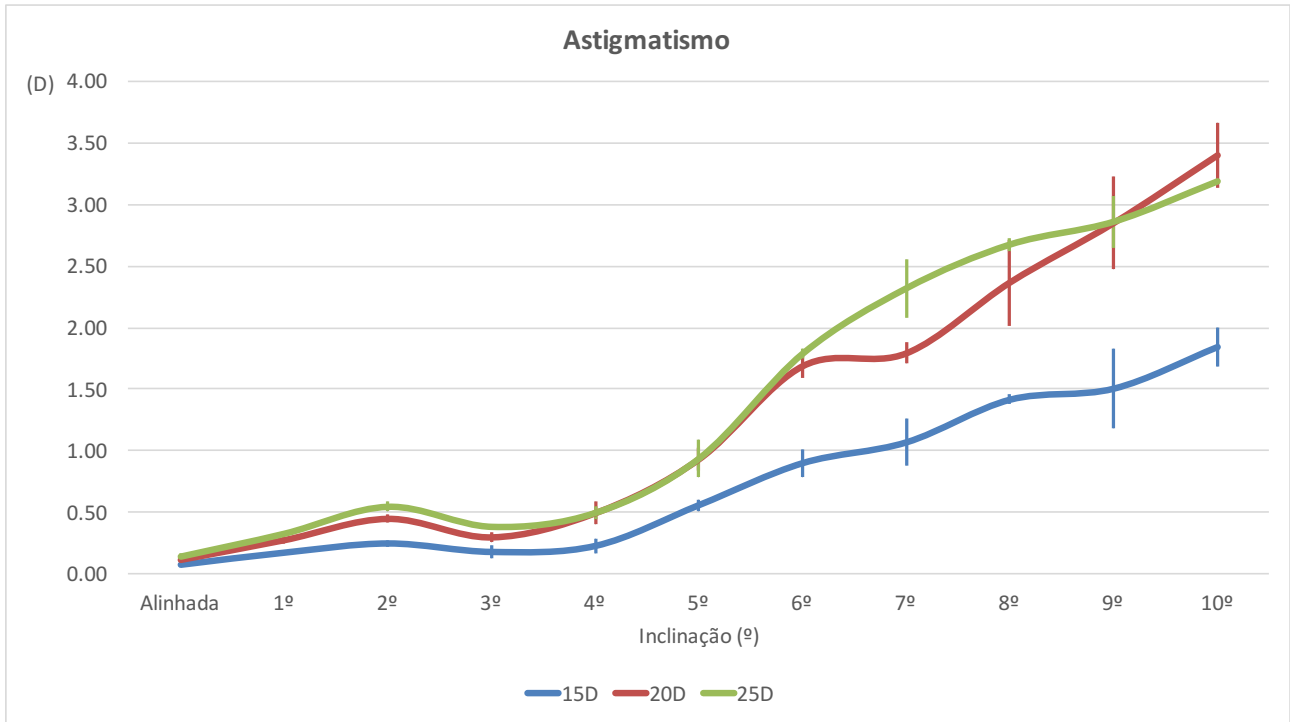
Lentes Inclínadas

Medidas no Circuito Óptico

Todas as lentes foram descentralizadas horizontalmente em passos de 1 ° até o limite de 10 °.

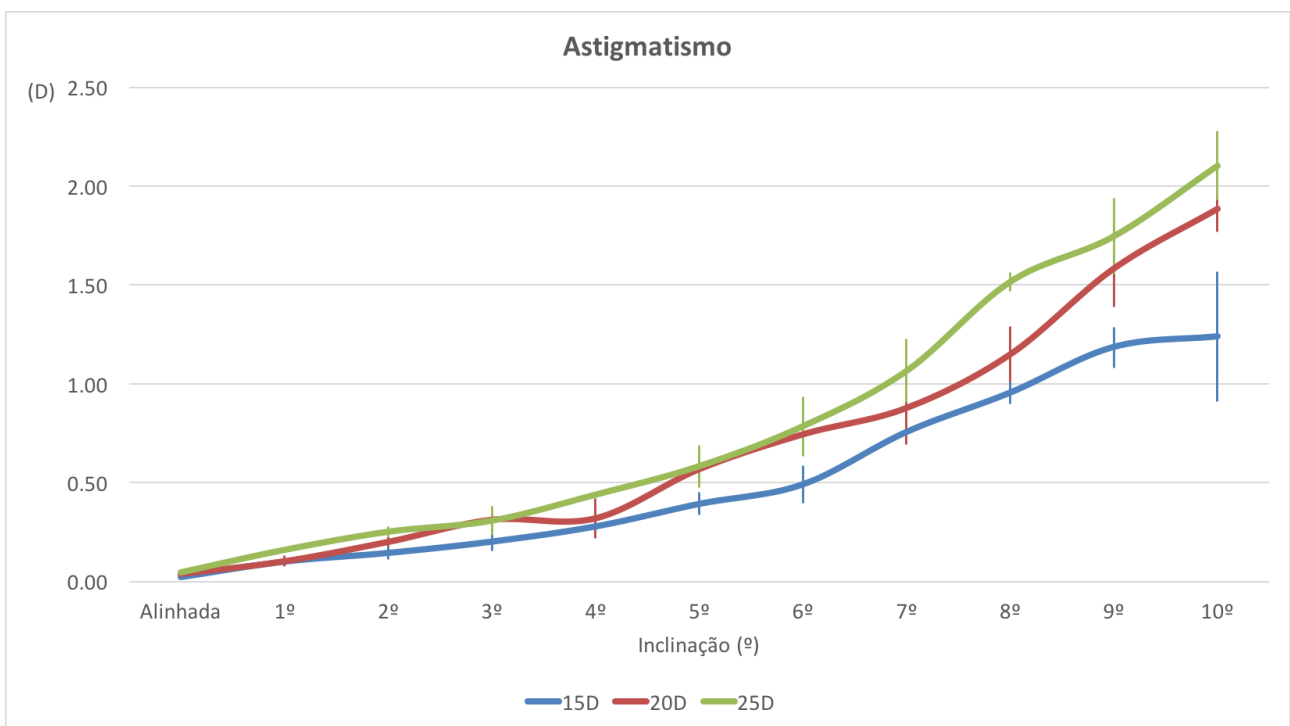
Com a inclinação, todas as LIOs passaram a induzir graus crescentes de astigmatismo. As lentes de maior poder dióptrico foram as que mais apresentaram esse aumento. Nota-se que as lentes com aberração esférica negativa (ZCB00® e SN60WF®) induziram mais astigmatismo que as demais atingindo valores de até 4,42 D com inclinações máximas. Os gráficos 22 a 25 ilustram a variação do astigmatismo com a inclinação das LIOs.

GRÁFICO 22 - SN60AT®. ASTIGMATISMO INDUZIDO COM A INCLINAÇÃO



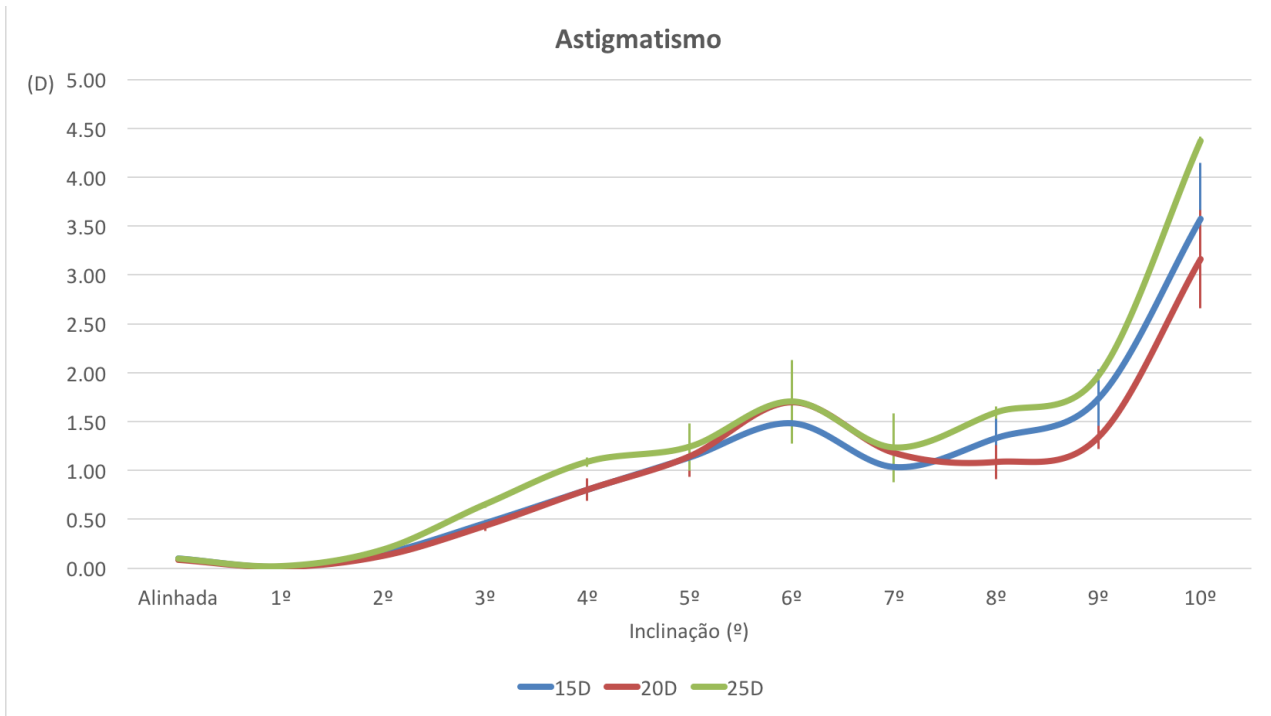
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 23 - MX60®. ASTIGMATISMO INDUZIDO COM A INCLINAÇÃO



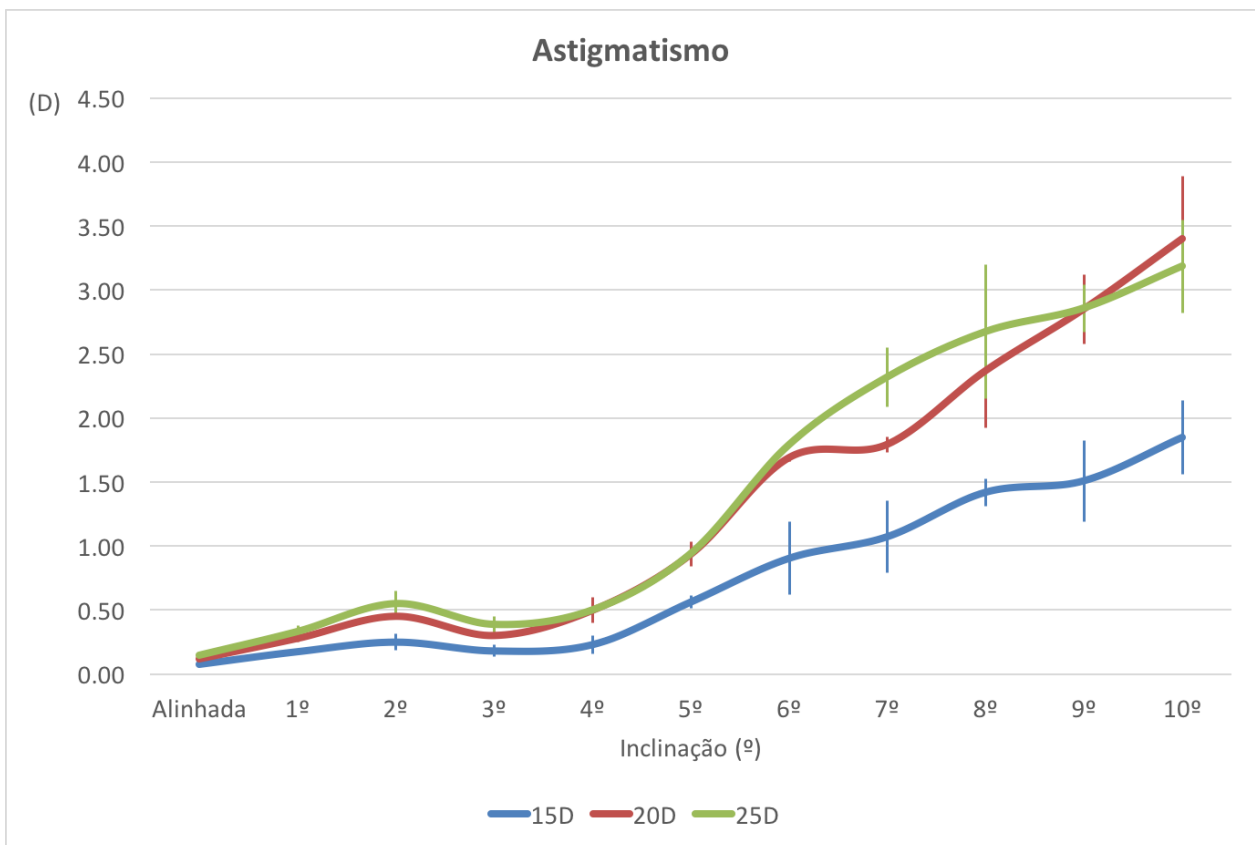
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 24 - ZCB00®. ASTIGMATISMO INDUZIDO COM A INCLINAÇÃO



Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

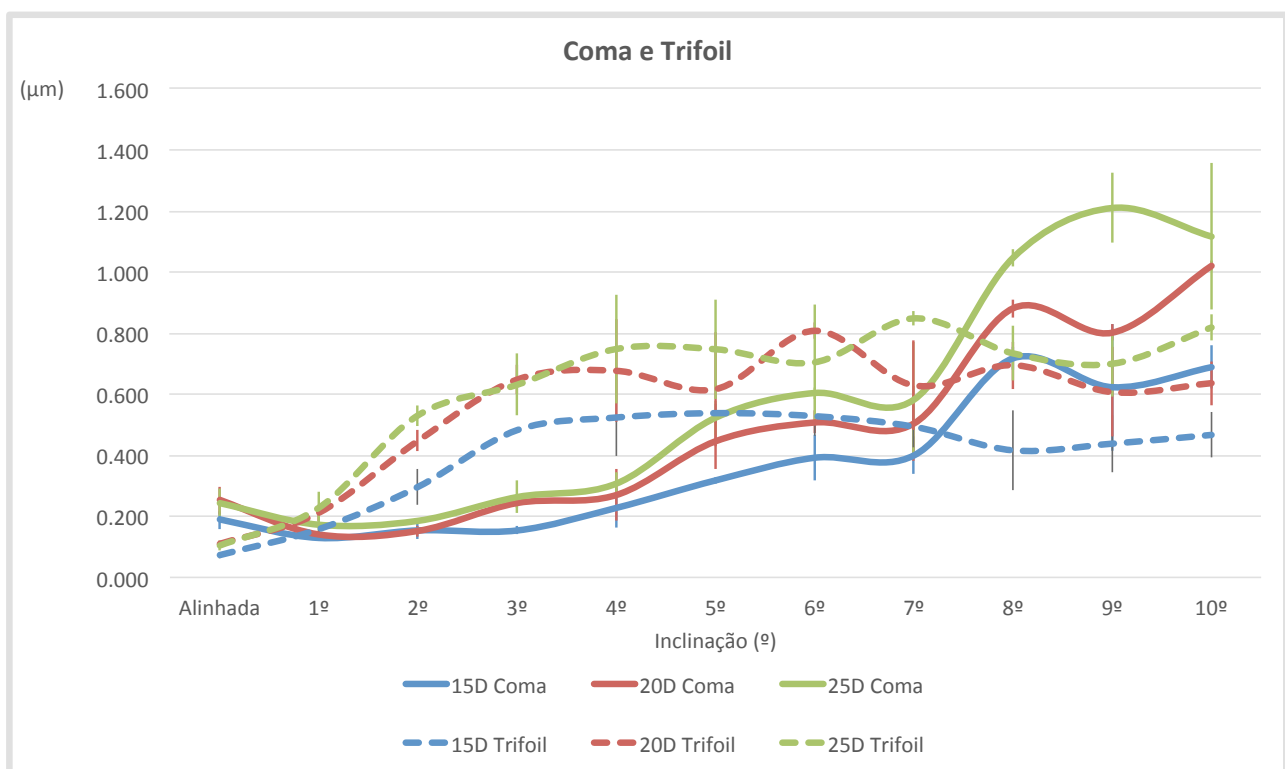
GRÁFICO 25 - SN60WF®. ASTIGMATISMO INDUZIDO COM A INCLINAÇÃO



Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

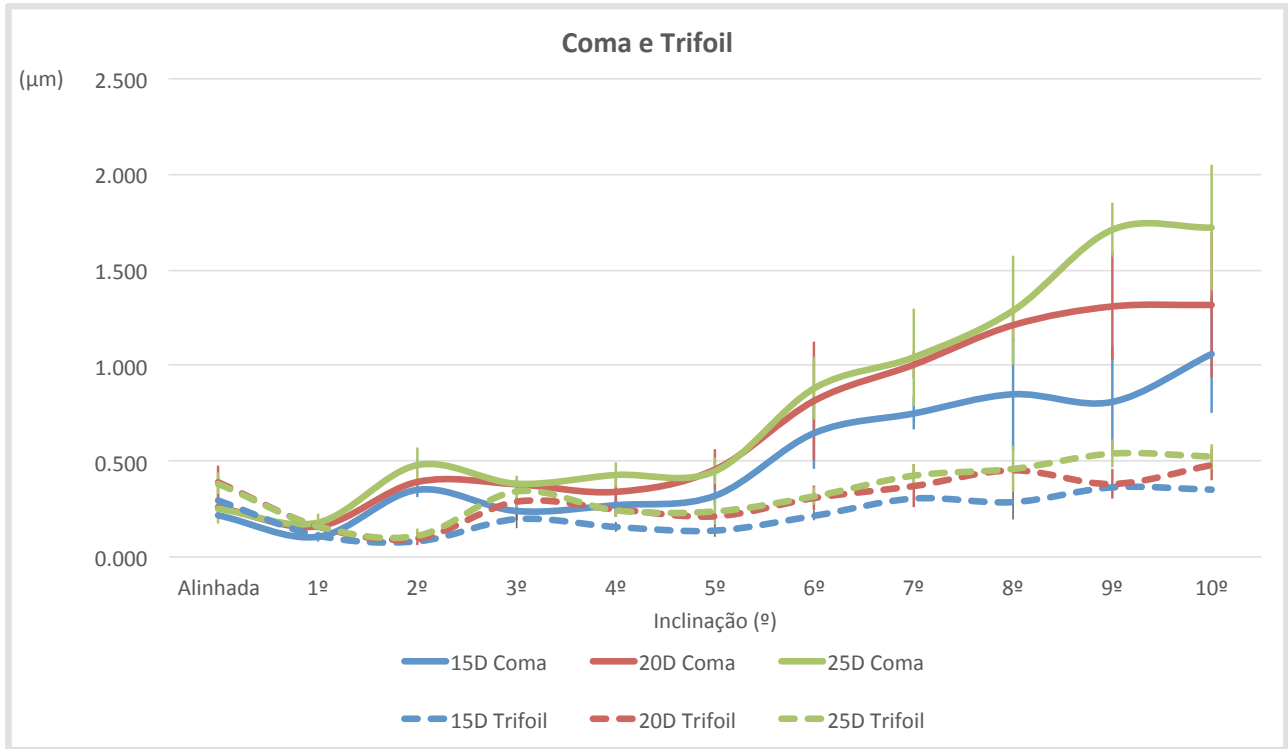
O trifólio permaneceu praticamente constante em todas as lentes com os diversos graus de inclinação. Houve tendência de aumento na indução de coma conforme se aumentou a inclinação das lentes. Para as lentes SN60AT® e MX60®, a inclinação causou um aumento quase linear do coma. Entretanto, para as LIOs com aberração esférica negativa (ZCB00® e SN60WF®), a variação do coma teve curva de aspecto oscilante, mostrando aumento e diminuição dessa aberração à medida que se inclinava as lentes. Os gráficos 26 a 29 mostram esse comportamento.

GRÁFICO 26 - SN60AT®. ABERRAÇÕES INDUZIDAS COM A INCLINAÇÃO



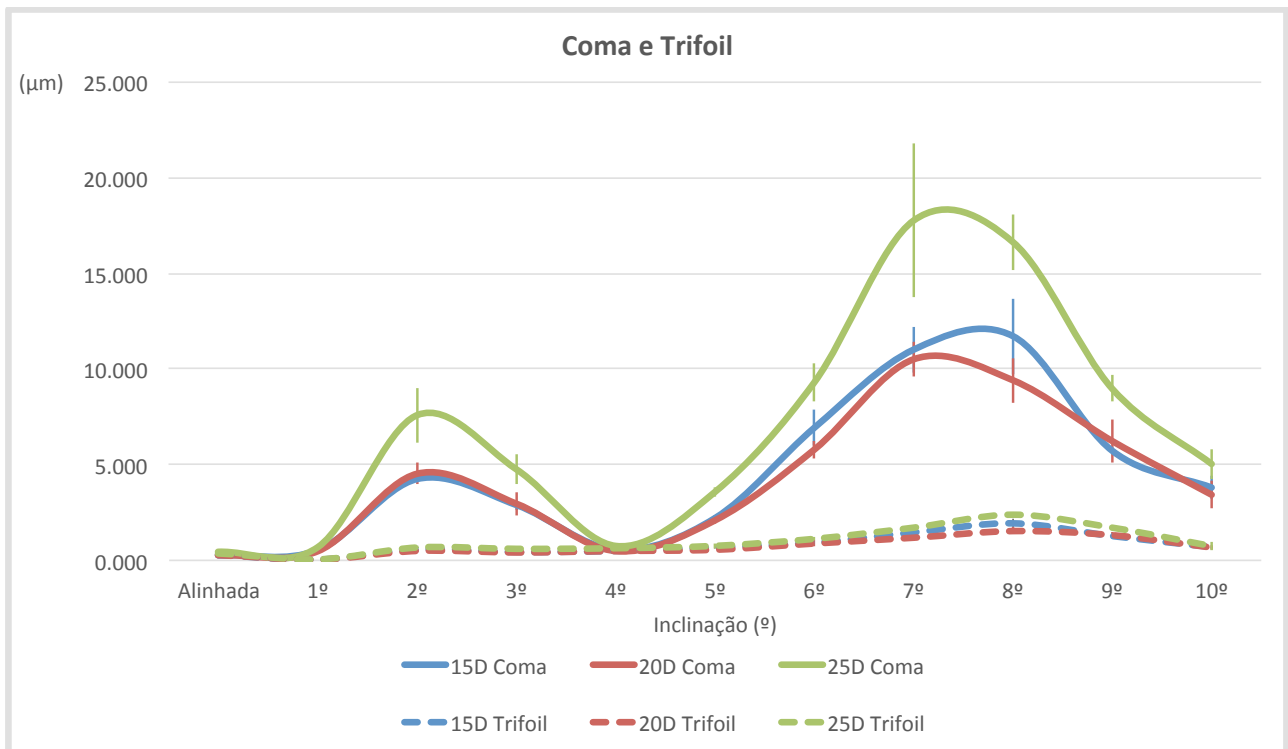
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 27 - MX60®. ABERRAÇÕES INDUZIDAS COM A INCLINAÇÃO



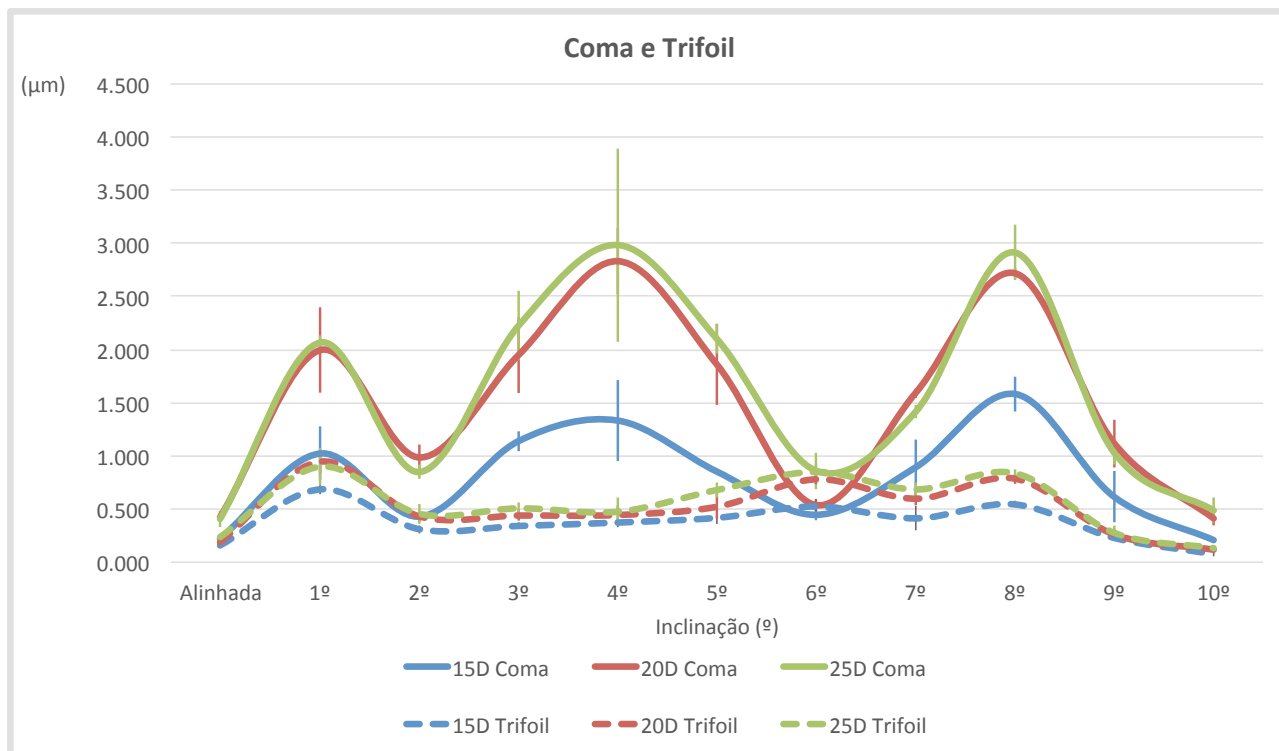
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 28 - ZCB00®. ABERRAÇÕES INDUZIDAS COM A INCLINAÇÃO



Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

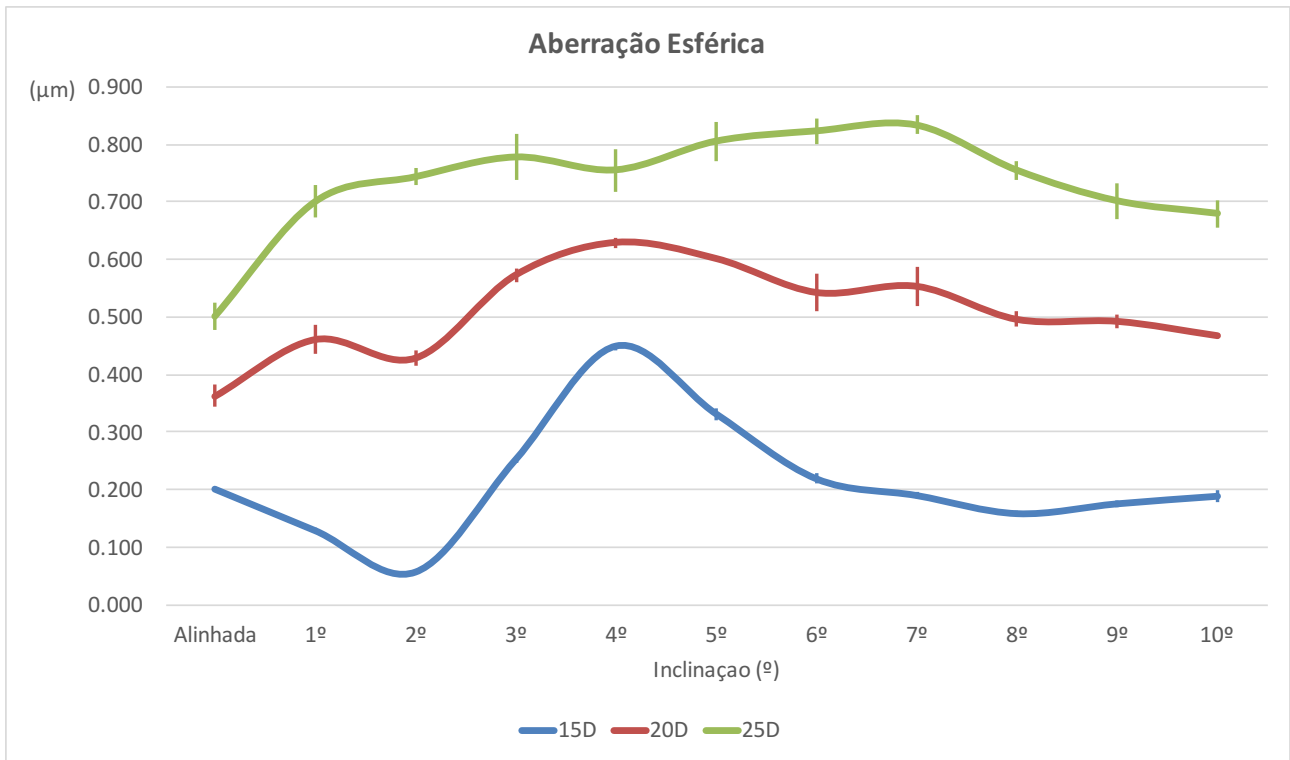
GRÁFICO 29 - SN60WF®. ABERRAÇÕES INDUZIDAS COM A INCLINAÇÃO



Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

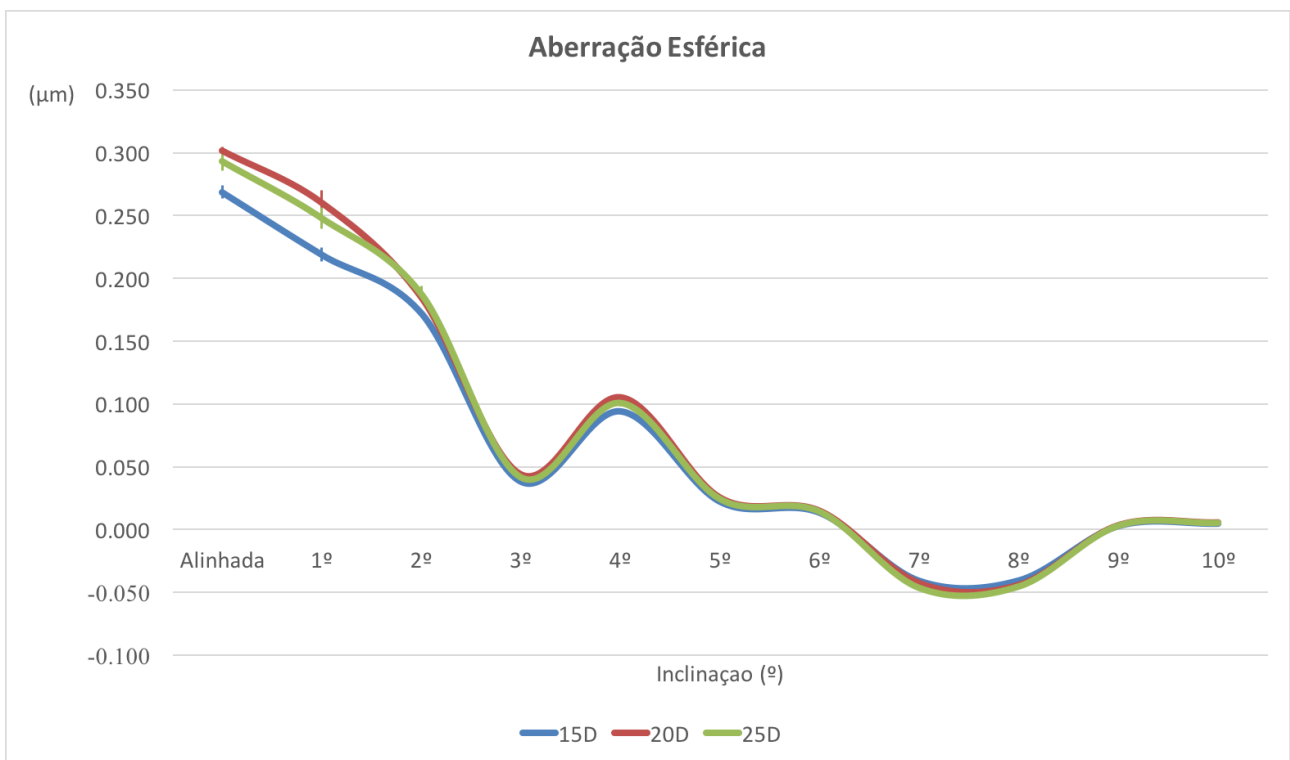
A aberração esférica mostrou-se com tendência de se permanecer constante com inclinações progressivamente maiores em todas as lentes com exceção das lentes MX60®. Nessas lentes, a aberração esférica tornou-se progressivamente menor, até que passou a ser negativa. Os gráficos 30 a 33 mostram essas variações. Nota-se que, assim como nas análises da descentralização, houve uma grande reprodutibilidade entre as medidas da aberração esférica feitas, ilustrada pelas barras de erro pequenas em todas as lentes.

GRÁFICO 30 - SN60AT®. ABERRAÇÃO ESFÉRICA INDUZIDA COM A INCLINAÇÃO



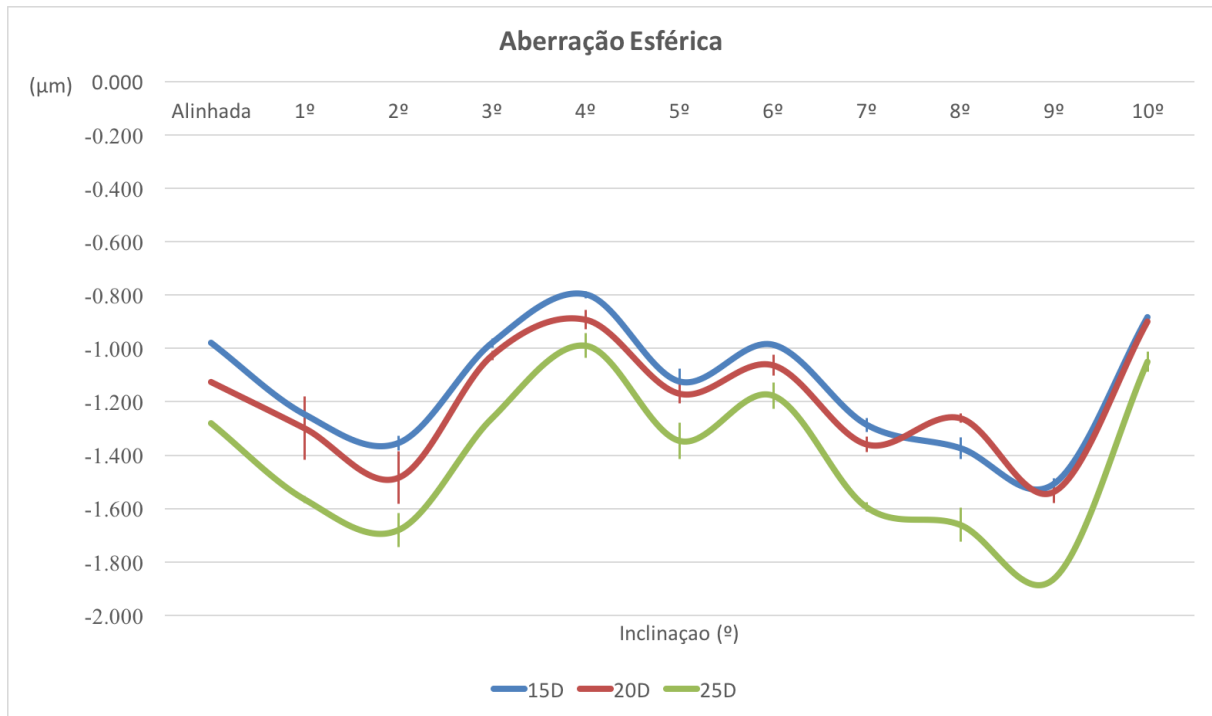
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 31 - MX60®. ABERRAÇÃO ESFÉRICA INDUZIDA COM A INCLINAÇÃO



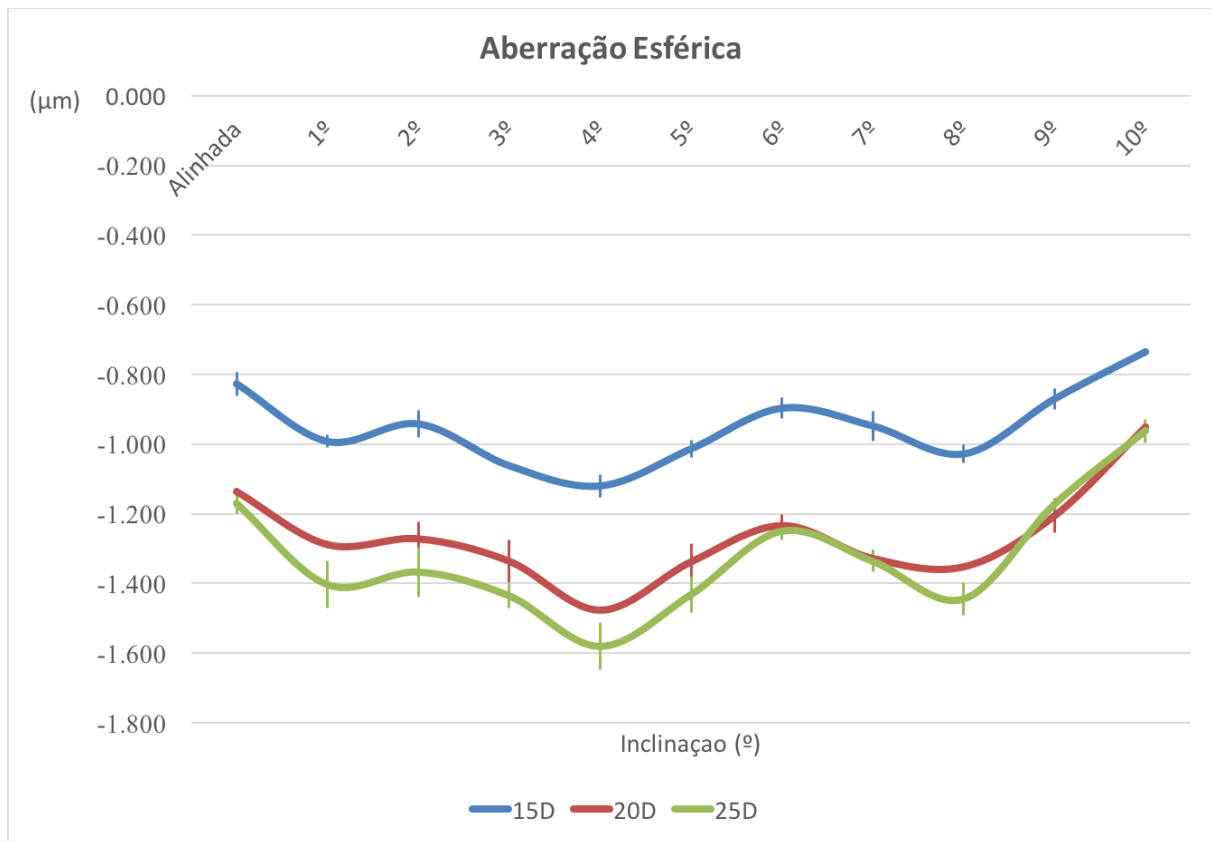
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 32 - ZCB00®. ABERRAÇÃO ESFÉRICA INDUZIDA COM A INCLINAÇÃO



Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

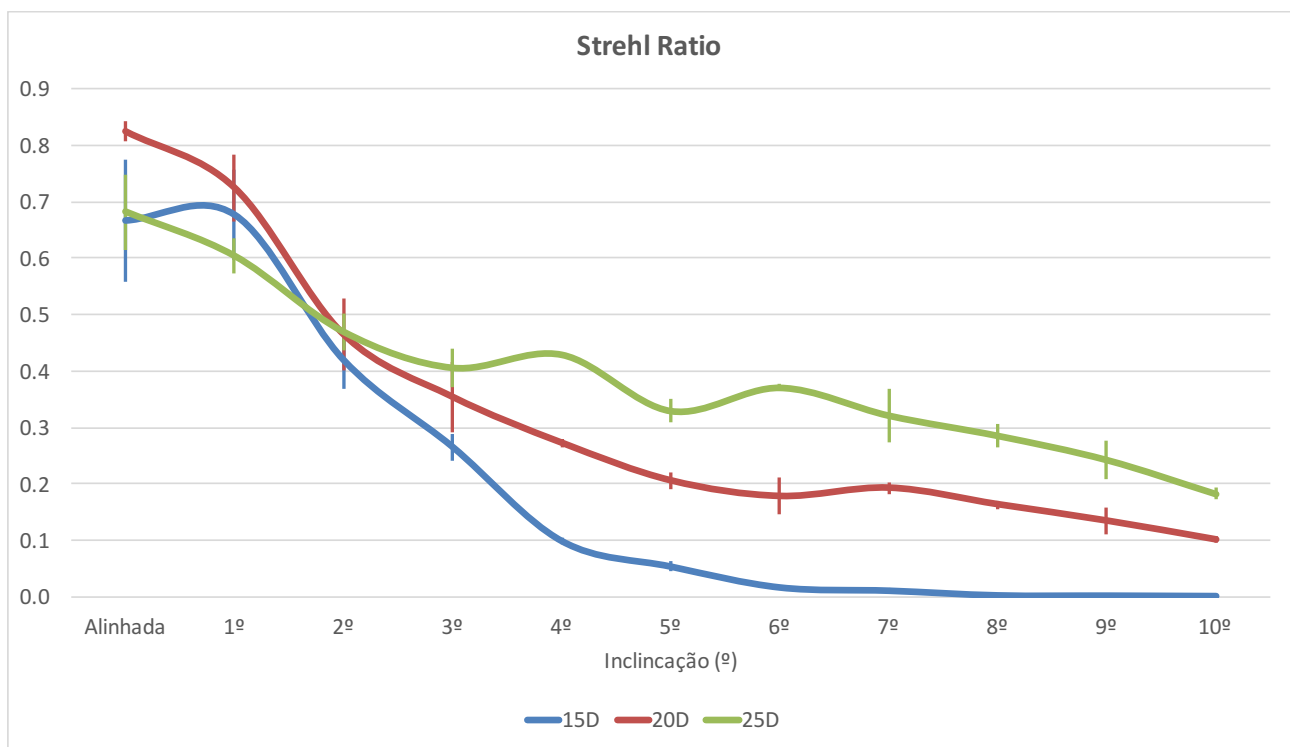
GRÁFICO 33 - SN60WF®. ABERRAÇÃO ESFÉRICA INDUZIDA COM A INCLINAÇÃO



Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

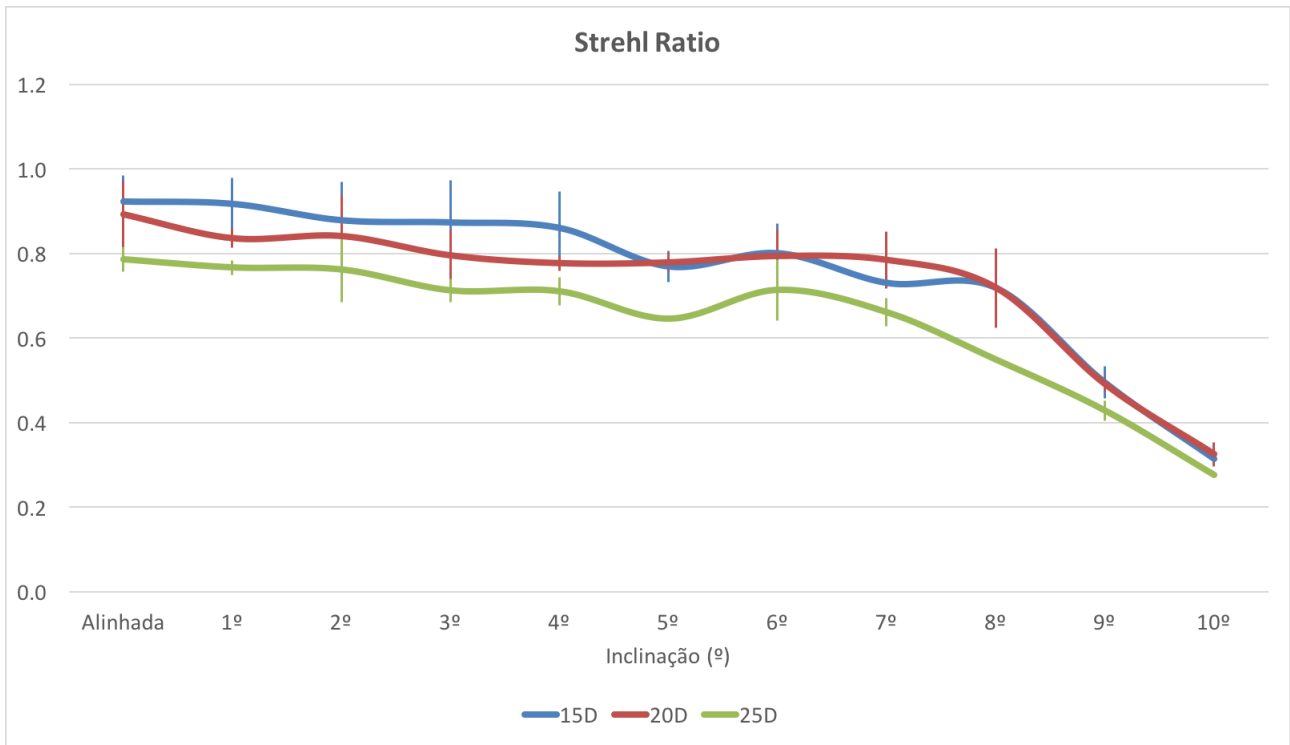
A inclinação produziu queda da qualidade da imagem de todas as lentes analisadas. Isso pode ser comprovado pela análise do SR. As lentes com aberração esférica negativa (ZCB00® e SN60WF®) mostram degradação importante do SR com inclinações pequenas de 1 a 3 °. As lentes MX60® mostraram-se ter desempenho mais favorável às demais em termos de qualidade óptica quando inclinadas. Os gráficos 34 a 37 mostram esse comportamento.

GRÁFICO 34 - SN60AT®. VARIAÇÃO DO STREHL RATIO COM A INCLINAÇÃO



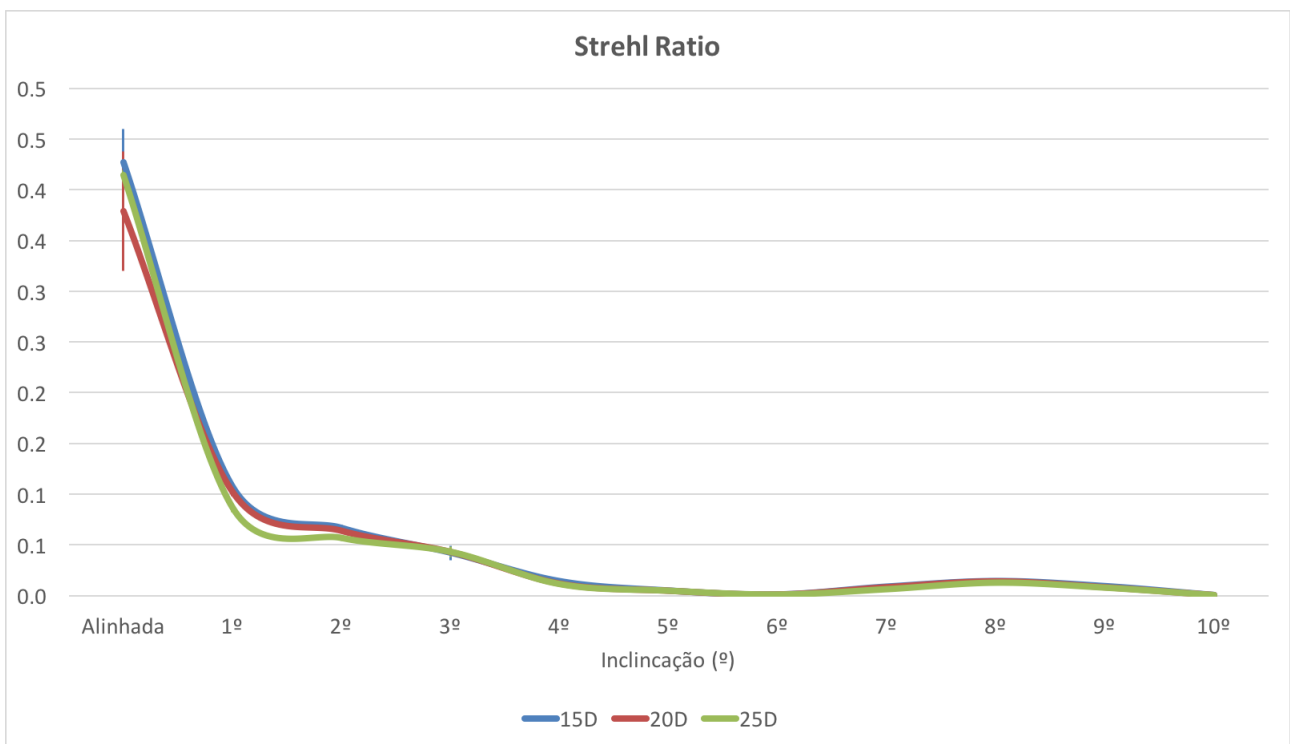
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 35 - MX60®. VARIAÇÃO DO STREHL RATIO COM A INCLINAÇÃO



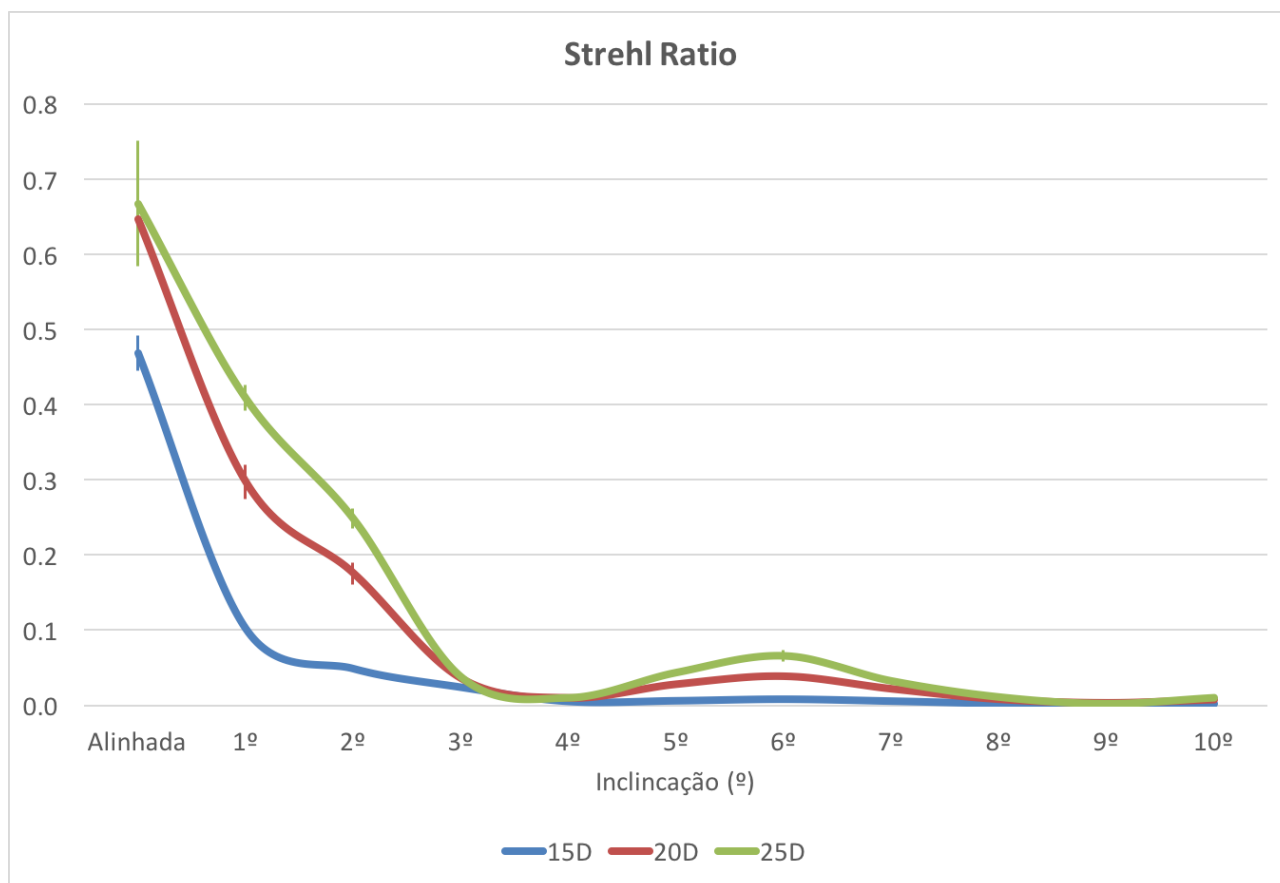
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 36 - ZCB00®. VARIAÇÃO DO STREHL RATIO COM A INCLINAÇÃO



Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 37 - SN60WF®. VARIAÇÃO DO STREHL RATIO COM A INCLINAÇÃO

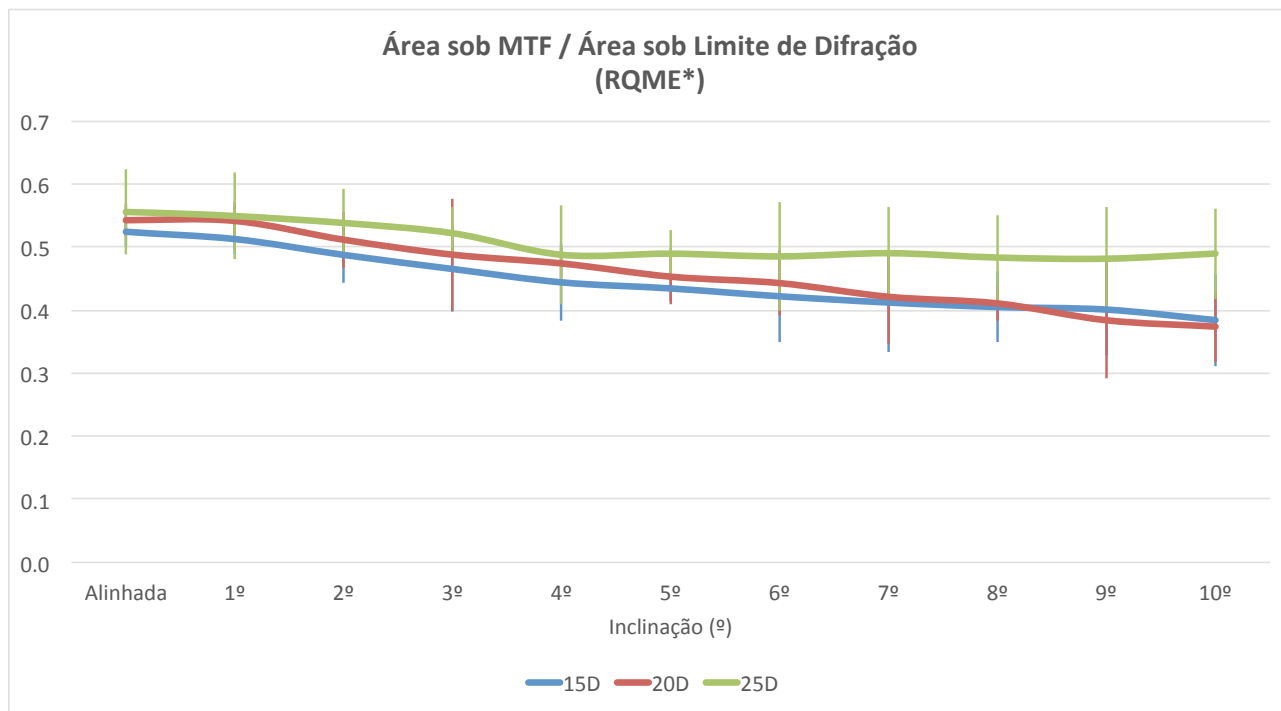


Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

Simulação de Implante Intraocular

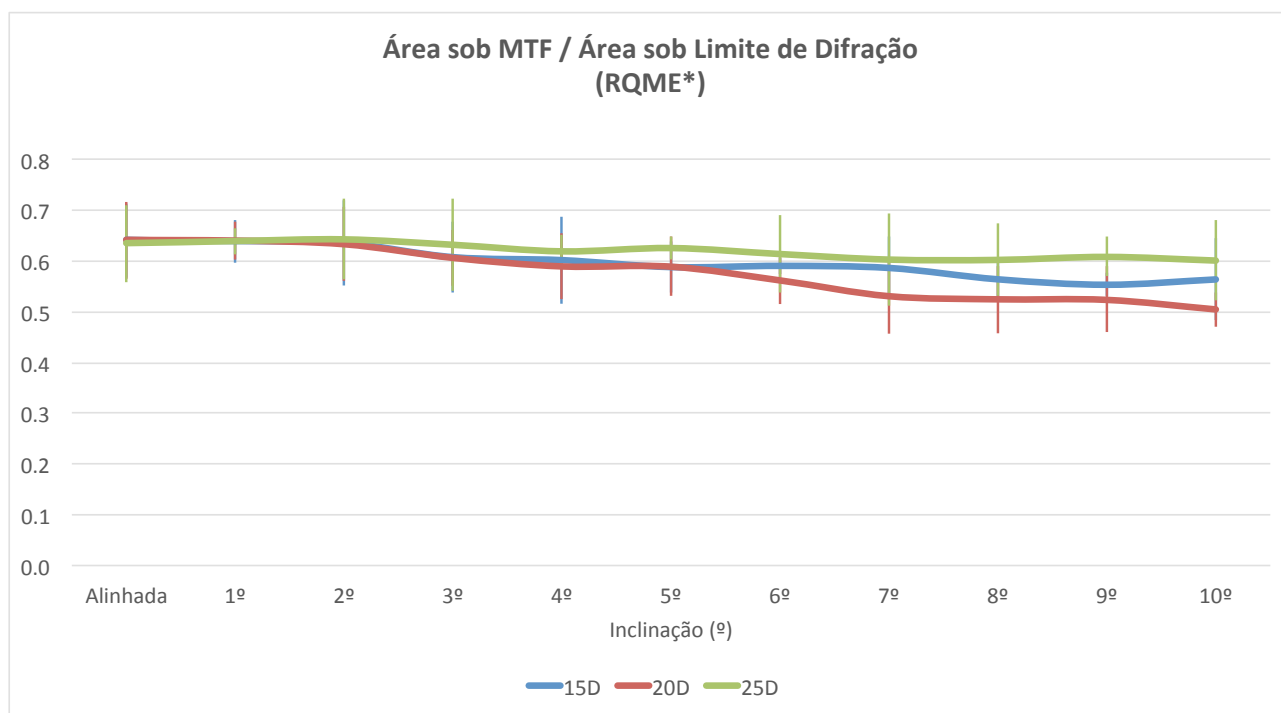
Na simulação de implante intraocular, houve perda de qualidade óptica das lentes com a inclinação ilustrado pela queda das curvas da RQME. A lente MX60® teve o melhor desempenho óptico quando inclinada. Os gráficos 38 a 41 mostram a variação das médias das razões de qualidade da modulação espectral das lentes analisadas. Nota-se uma queda acentuada do MTF das LIOs com aberração esférica negativa (ZCB00® e SN60WF®).

GRÁFICO 38 - SN60AT®. VARIAÇÃO DA RQME COM A INCLINAÇÃO



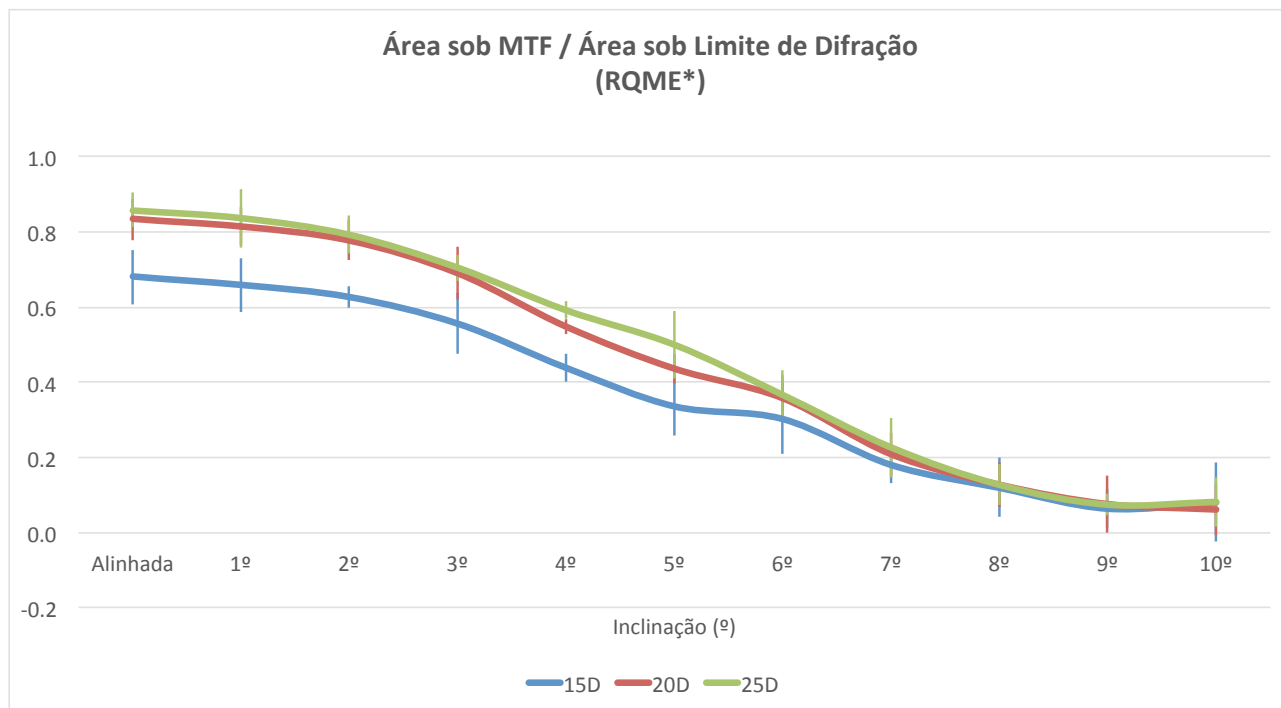
* RQME: Razão de qualidade da modulação espectral
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 39 - MX60®. VARIAÇÃO DA RQME COM A INCLINAÇÃO



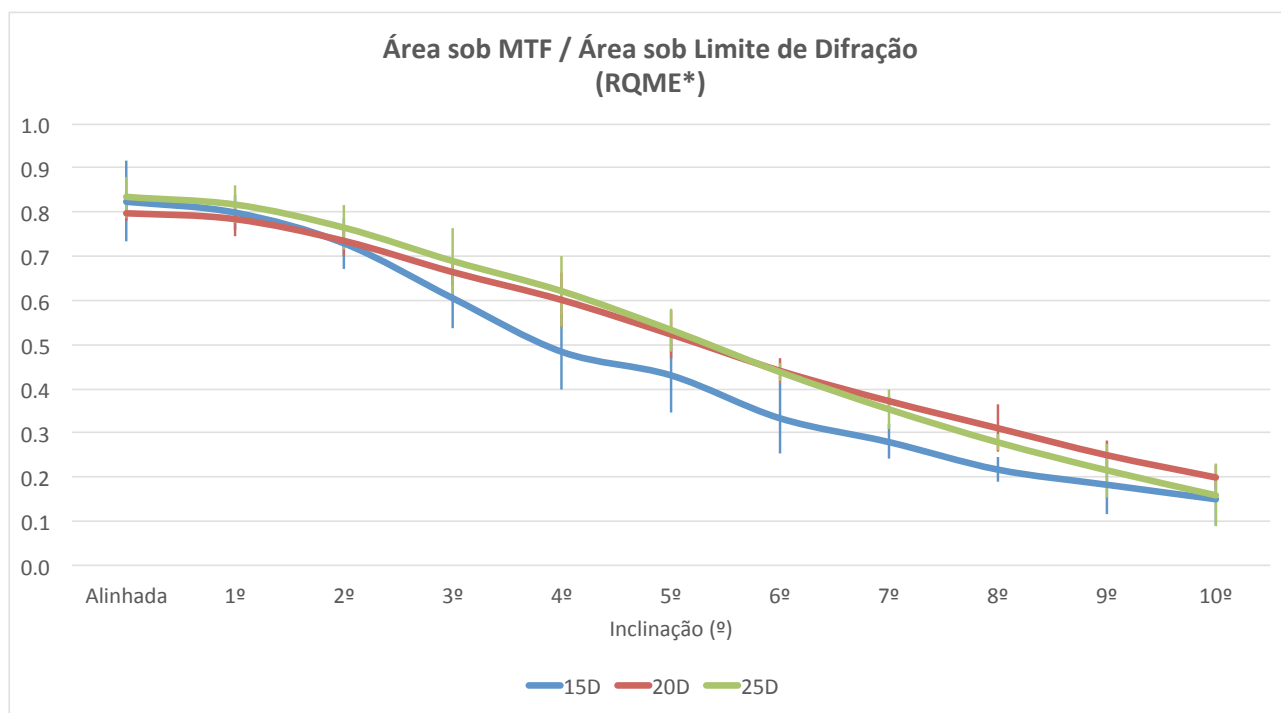
* RQME: Razão de qualidade da modulação espectral
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 40 - ZCB00®. VARIAÇÃO DA RQME COM A INCLINAÇÃO



* RQME: Razão de qualidade da modulação espectral
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

GRÁFICO 41 - SN60WF®. VARIAÇÃO DA RQME COM A INCLINAÇÃO



* RQME: Razão de qualidade da modulação espectral
Barras de erro representam a diferença entre medidas das lentes centralizada na média

7. DISCUSSÃO

A utilização das lentes intraoculares na cirurgia de catarata possibilitou uma recuperação visual muito mais eficiente do que se tinha na época da correção da afacia com óculos. O avanço da técnica possibilitou o refinamento da cirurgia e o surgimento de novas lentes. Os materiais dobráveis tornaram possível a implantação das LIOs em incisões pequenas que induzem menos astigmatismo e tornam a recuperação visual mais rápida. A cirurgia da catarata, como a que é hoje praticada, é considerada uma cirurgia refrativa intraocular. Isso se deve ao fato da melhora da segurança do procedimento, da evolução dos equipamentos de facoemulsificação, da incorporação de substâncias viscoelásticas de alta qualidade e, principalmente do uso de lentes intraoculares de nova tecnologia. Atualmente, as LIOs são capazes de corrigir o alto grau esférico imposto pela retirada do cristalino, o astigmatismo corneano pré-existente, minimizar os efeitos da presbiopia pseudofácica e até mesmo, manipular as aberrações de alta ordem totais do olho para proporcionar uma imagem com mais contraste e/ou mais profundidade de foco.

As alterações de posicionamento das lentes intraoculares, embora sejam um problema com incidência menor na atualidade, são ainda clinicamente importantes principalmente quando se envolve implantes de LIOs de alta tecnologia. Essas lentes necessitam uma perfeita centralização óptica para seu funcionamento, caso contrário, causam uma degradação da imagem produzida na retina. A introdução da *capsulorhexis* e a implantação das lentes dentro do saco capsular, possibilitaram uma maior reprodutibilidade e centralização ao implante intraocular. Dessa forma, as lentes têm uma posição dentro do olho muito mais previsível e estável. Entretanto, algumas situações impedem essa perfeita centralização e, com isso, a LIO pode ter sua posição final alterada em relação ao eixo óptico do olho. Variação do tamanho do saco capsular, patologias zonulares, descontinuidade da *capsulorhexis*, rotura de cápsula posterior, permanência de restos corticais ou danificação da(s) alça(s) da LIO no momento da implantação são algumas dessas causas. Com isso,

aberrações de baixa ordem como o astigmatismo e de alta ordem como o coma e o trifólio passam a ser introduzidas no sistema ocular degradando a imagem. Com a demanda crescente de pacientes e cirurgiões por resultados cada vez melhores e mais precisos, essas alterações podem ter impacto negativo no resultado final da cirurgia.

O uso de sensores de Hartmann-Shack para medição da frente de onda na oftalmologia é bastante consagrado. Este trabalho utilizou um sensor de Hartmann-Shack resultante da substituição da lente objetiva de uma câmera CCD por uma matriz de microlentes localizada a frente do seu sensor de imagem. Esse aberrômetro foi utilizado em um circuito óptico capaz de detectar a frente de onda produzida por uma lente intraocular que teve sua posição variada em relação ao feixe de luz incidente. O deslocamento dessa LIO era controlado por regulagens micrométricas capazes de produzir deslocamentos em passos de 0.1 mm e inclinações com variações de 1 °.

Todas as lentes foram descentralizadas no plano horizontal em passos de 0,1 mm até o limite de 1,0 mm. A inclinação foi feita também no plano horizontal com passos de 1 ° até o limite de 10 °. Deve-se lembrar que a descentralização ou inclinação pode levar a exposição de uma região pupilar de afacia. Evidentemente, isso depende do tamanho da zona óptica da lente analisada e do diâmetro pupilar. É importante salientar que nas análises no circuito óptico, o feixe utilizado tinha diâmetro menor que a parte óptica da lente com variação entre 4,14 mm a 5,06 mm dependendo do poder dióptrico investigado. Dessa forma, somente em descentralizações acima de 0,6 mm nas lentes de menor poder (situação na qual o feixe tem diâmetro maior) houve "vazamento" de pequena porção do feixe pela região de "afacia". Mesmo nessas situações, a área "afácica" corresponde a menos de 10% da área total analisada. Inclinações de 10° são ainda insuficientes para deixar "vazar" o feixe pela área "afácica". Nas simulações intraoculares, considerando o tamanho da zona óptica das lentes analisadas (6 mm) e o diâmetro da pupila (6 mm), pode-se perceber que qualquer deslocamento ou inclinação levaria a exposição de uma região pupilar de afacia. Entretanto o

software utilizado não leva em conta esses raios e a análise apresentada se refere apenas àqueles que atravessaram, de fato, a lente descentrada ou inclinada.

Nossos resultados mostram que as lentes esféricas com aberração esférica negativa centralizadas (ZCB00® e SN60WF®) apresentaram desempenho óptico superior quando comparadas às demais. Apesar do valor de SR medido ter sido menor para essas lentes (causado pela aberração esférica induzida por essas lentes), a simulação de implante intraocular mostrou que elas tinham um MTF maior que as demais. Isso se deve ao fato de elas terem sido capazes de corrigir a aberração esférica positiva corneana. Deve-se ter em mente que, neste trabalho, essa simulação de implante intraocular utilizou um modelo de olho cuja córnea tinha aberração esférica de +0,27 μm . Todas as outras aberrações de alta ordem foram propositalmente removidas para essa análise. O valor de +0,27 μm de aberração esférica em uma abertura de 6 mm no plano da córnea é tido como a média da população com catarata [9]. Entretanto, caso tivesse sido usado outro valor, essas comparações poderiam ter resultados distintos. Situações clínicas nas quais a córnea apresenta perfil de aberrações de alta ordem alterado, como em cirurgias ceratorefrativas, ceratocone ou após transplante de córnea, não foram avaliadas e, portanto, os resultados aqui apresentados não são aplicáveis.

O poder dióptrico medido em todas as lentes analisadas estava dentro da faixa de variação tolerada pela norma internacional de metrologia aplicada a análises de LIOs [32]. A tolerância de variação da faixa do poder dióptrico pela norma varia de acordo com o poder da lente. Para lentes de 0 a 15 D, a tolerância é de $\pm 0,3$ D, de 15 a 25 D, a tolerância é de $\pm 0,4$ D e, acima de 25 D, a variação do poder tolerada é de $\pm 0,5$ D. Da mesma forma, o astigmatismo induzido por todas as lentes alinhadas se mostrou não só clinicamente desprezível variando de 0,02 a 0,16 D como, também, dentro da faixa de variação aceitável pela norma vigente.

A literatura mostra a ocorrência de inclinações e descentrações com frequência variada e o impacto clínico dessas alterações ainda é motivo de controvérsia. Sabe-se que a inclinação e as descentralizações das LIOs induzem aberrações, principalmente coma e astigmatismo [21, 22] que levam a perda da sensibilidade ao contraste e diminuição da acuidade visual [24, 27]. Eppig e col. calcularam a média dos valores em diversos estudos publicados e concluíram que a descentralização foi de $0,30 \text{ mm} \pm 0,16$ (variação de 0,00 a 1,09 mm) e a inclinação de $2,62 \pm 1,14$ graus (variação de 0,20 a 8,17 graus) [22]. Entretanto, as referências utilizadas para calcular esses valores podem ser questionadas visto que não existe um eixo óptico único no olho [18]. Diferenças no desenho das superfícies fazem com que as LIOs tenham comportamentos distintos diante de um mesmo desalinhamento. Mesmo entre as lentes asféricas, há diferenças nas aberrações de alta ordem de cada modelo, inclusive na aberração esférica, que produzem comportamentos individuais nas diversas situações [26]. A superfície prolada das lentes asféricas possibilita uma melhor qualidade da visão mas, caso haja alguma descentralização, este desenho pode apresentar pior desempenho se comparado ao das lentes esféricas [24]. Segundo Holladay *et al.*, as lentes asféricas com aberração esférica negativa têm melhor desempenho que as esféricas desde que sua descentralização seja menor que 0,4 mm e que sua inclinação seja menor que 7° [9]. Vários autores já descreveram a piora do desempenho visual após descentrações e inclinações das LIOs [15, 16, 21, 22, 24, 27]. Entretanto, há outros trabalhos que mostram que essas alterações no posicionamento, em níveis moderados ($<0,4 \text{ mm}$), não alteram a qualidade da visão final [23, 25].

Nossos resultados mostram que as lentes MX60® mantiveram um bom desempenho do SR com descentrações de até 0,6 mm. Nessas lentes, a aberração esférica induzida mostrou tendência de queda com a descentralização e isso possibilitou que elas tivessem esse desempenho. Já as lentes SN60AT® tiveram desempenho variável de acordo com o poder dióptrico analisado. As lentes com poder menor (15 D) apresentaram valores de SR

mais altos que as de 25 D quando estavam descentralizadas. Isso se deve ao fato de a aberração esférica nas lentes esféricas ser proporcional ao poder dióptrico da lente. Além disso, a aberração esférica nessas lentes manteve-se praticamente constante com a descentralização. Com isso, lentes com poderes mais altos, tiveram seu desempenho óptico impactado de forma mais desfavorável. As LIOs esféricas com aberração esférica negativa tiveram seu desempenho óptico muito afetado pela descentralização sendo as que tiveram pior desempenho nesses testes. Independentemente do poder analisado, as lentes ZCB00® e SN60WF® mostraram queda abrupta do SR atingindo valores muito baixos com descentrações de menos que 0,4 mm. A aberração esférica negativa induzida por essas lentes foi responsável pela degradação da PSF com a descentralização.

Nas simulações de implante intraocular, todas as lentes mostraram queda do contraste da imagem (queda do MTF) com a sua descentralização. As LIOs esféricas com aberração esférica negativa (ZCB00® e SN60WF®), embora tenham mostrado uma melhor qualidade óptica em alinhamento, tiveram uma queda da MTF muito mais importante que as demais. As lentes esféricas neutras (MX60®) tiveram melhor desempenho na simulação de descentralização. A MTF dessas lentes, embora tenha mostrado uma queda, manteve-se em níveis razoáveis mesmo com descentralizações importantes.

A inclinação das lentes mostrou resultados semelhantes à descentralização. Apesar de ter havido queda do SR em todas as lentes, as do modelo MX60® mostraram-se com desempenho mais favorável. Nessas lentes, a curva do SR manteve-se praticamente constante até valores de inclinação de 8 °. As LIOs esféricas mostraram-se com desempenho intermediário com queda importante do SR com inclinações superiores a 3 °. As LIOs esféricas com aberração esférica negativa (ZCB00® e SN60WF®) mostraram desempenho muito afetado com a inclinação. Houve queda expressiva do SR com inclinações tão pequenas quanto 1 °.

Houve também desempenho superior das lentes MX60® nas simulações de inclinação intraocular. As lentes asféricas com aberração esférica negativa (ZCB00® e SN60WF®) mostraram queda importante do MTF com inclinações acima de 5 °.

Se usássemos os valores médios de descentrações e inclinações publicados previamente (0,3 mm de descentralização e 2,62 ° de inclinação), poderíamos concluir que as lentes asféricas (MX60®, ZCB00® e SN60WF®) tiveram desempenho semelhantes e superiores às lentes esféricas (SN60AT®). Entretanto, em descentralizações e inclinações discretamente superiores à essa média, o desempenho da lente MX60® se mostra superior ao das lentes com aberração esférica negativa (ZCB00® e SN60WF®). Vale lembrar, novamente, que as aberrações corneanas reais poderiam influenciar nesse resultado e, com isso, favorecer outro tipo de lente.

Esse trabalho, de natureza essencialmente interdisciplinar, aproxima a engenharia óptica à prática médica. Buscamos analisar de forma independente o desempenho de LIOs disponíveis para que se pudesse fornecer informações precisas aos cirurgiões de catarata no momento da escolha da lente a ser implantada em seus pacientes. A metodologia utilizada mostra uma sequência de passos que poderiam ser incorporados pelas indústrias no desenvolvimento de novas lentes. A medida das aberrações em um circuito óptico como o utilizado neste trabalho e a utilização desses dados em simulação de desempenho óptico com um *software* de *ray tracing*, pode ajudar a produzir novos desenhos de lentes com melhor qualidade óptica nas situações estudadas. Esses *softwares* possibilitam otimizar aberrações em diversas situações em busca de uma melhor qualidade de imagem. Com os dados gerados, seria possível produzir lentes com desempenho ainda mais robustos em situações de desvio do posicionamento ideal. A mesma metodologia apresentada poderia também servir para o desenvolvimento de lentes intraoculares customizadas, as quais seriam desenvolvidas a partir de dados reais das aberrações corneanas, profundidade de câmara anterior, comprimento axial, descentralização / inclinação do saco capsular, etc. Essas lentes

poderiam ter seu desempenho avaliado e simulado com a metodologia apresentada gerando gráficos e parâmetros adequados para o seu desenvolvimento e sua caracterização.

As aberrações avaliadas neste trabalho dizem respeito a um feixe incidente colimado, ou seja, paralelo. Essa situação não acontece quando a lente está implantada dentro do olho. Dentro do olho, o feixe de luz que atinge a LIO é convergente devido a passagem prévia da luz pela córnea. Dessa forma, embora a relação proporcional das aberrações medidas nesse trabalho seja válida, os valores absolutos encontrados não necessariamente correspondem àqueles medidos dentro do olho. Outra limitação do presente trabalho é o fato de ter sido usado luz monocromática verde. Assim, aberrações cromáticas não puderam ser testadas e seu impacto no comportamento clínico dessas lentes diante da variação na centralização e inclinação não foi considerado. Testes com descentrações e inclinações em modelos físicos do olho com a utilização de luz policromática são necessários para elucidar essas questões.

8. CONCLUSÕES

- I. Todas as lentes analisadas apresentaram valores dióptricos e aberrações de alta ordem dentro da margem internacionalmente aceita na atualidade.
- II. As lentes asféricas MX60® apresentaram aberração esférica constante em diferentes poderes dióptricos. As LIOs asféricas de aberração esférica negativa (ZCB00® e SN60WF®) mostraram aumento da aberração esférica induzida, tornando-se mais negativa, à medida que se aumenta o poder óptico da lente e as lentes esféricas (SN60AT®), mostraram aumento da aberração esférica induzido pelo aumento do poder dióptrico total da LIO.
- III. Em análise de simulação de desempenho intraocular, as lentes de aberração esférica negativa (ZCB00® e SN60WF®) tiveram desempenho superior às demais quando centralizadas.
- IV. A descentralização e inclinação produziram aberrações em graus crescentes que comprometeram o desempenho óptico de todas as lentes analisadas. As lentes asféricas com aberração esférica negativa (ZCB00® e SN60WF®) apresentaram maior comprometimento do desempenho óptico com os desvios de posicionamento.
- V. Em situações de descentralização ou inclinação, as lentes asféricas de aberração esférica “neutra”(MX60®) apresentaram um desempenho óptico superior.

9. APOIO FINANCEIRO

O aluno Bruno Lovaglio Cançado Trindade recebeu bolsa de doutorado Capes durante a realização desse trabalho.

O aluno Bruno Lovaglio Cançado Trindade recebeu bolsa Capes doutorado sanduíche entre os meses de Agosto/2015 e Julho/2016 quando esteve envolvido no Centre for Eye Research Australia, da University of Melbourne, em Melbourne na Austrália.

Esse projeto foi contemplado com R\$49.216,52 no edital 01/2013 de Demanda Universal da Fapemig (Fundação de Apoio à Pesquisa do Estado de Minas Gerais) do ano de 2013 (APQ-02092-13). Todo esse recurso foi usado para a compra das LIOs analisadas e de componentes necessários para montagem do circuito óptico.

O laboratório OptMA Lab recebe verba de projetos de pesquisa do CNPq.

10. REFERÊNCIAS

1. Ridley H. Intra-Ocular Acrylic Lenses; a Recent Development in the Surgery of Cataract. *Br J Ophthalmol* 1952;36(3):113-22.
2. Richard Lindstrom M. Thoughts on Cataract Surgery: 2015. *Review of Ophthalmology: Jobson Professional Publications*, 2015.
3. Ministério-da-Saúde. Sistema De Informações Ambulatoriais Do Sus (Sia/Sus). Período: 2015.
4. Ministério-da-Saúde. Sistema De Informações Hospitalares Do Sus (Sih/Sus). Período: 2015.
5. File-Zernike_polynomials2.png - Extraído de: https://en.wikipedia.org/wiki/Zernike_polynomials. em 10/12/2016
6. Rocha KM, Soriano ES, Chalita MR, Yamada AC, Bottos K, Bottos J, Morimoto L, Nose W. Wavefront Analysis and Contrast Sensitivity of Aspheric and Spherical Intraocular Lenses: A Randomized Prospective Study. *Am J Ophthalmol* 2006;142(5):750-6.
7. Lombard PN, McClatchey SK, Borges OA. Intraocular Lens Power Requirements for Humanitarian Missions. *J Cataract Refract Surg* 2009;35(10):1734-8.
8. Artal P, Berrio E, Guirao A, Piers P. Contribution of the Cornea and Internal Surfaces to the Change of Ocular Aberrations with Age. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2002;19(1):137-43.
9. Holladay JT, Piers PA, Koranyi G, van der Mooren M, Norrby NE. A New Intraocular Lens Design to Reduce Spherical Aberration of Pseudophakic Eyes. *J Refract Surg* 2002;18(6):683-91.
10. Tzelikis PF, Akaishi L, Trindade FC, Boteon JE. Spherical Aberration and Contrast Sensitivity in Eyes Implanted with Aspheric and Spherical Intraocular Lenses: A Comparative Study. *Am J Ophthalmol* 2008;145(5):827-33.



11. Kohnen T, Klaproth OK, Bühren J. Effect of Intraocular Lens Asphericity on Quality of Vision after Cataract Removal: An Intraindividual Comparison. *Ophthalmology* 2009;116(9):1697-706.
12. van Gaalen KW, Koopmans SA, Jansonius NM, Kooijman AC. Clinical Comparison of the Optical Performance of Aspheric and Spherical Intraocular Lenses. *J Cataract Refract Surg* 2010;36(1):34-43.
13. Santhiago MR, Netto MV, Barreto J, Jr., Gomes BA, Oliveira CD, Kara-Junior N. Optical Quality in Eyes Implanted with Aspheric and Spherical Intraocular Lenses Assessed by Nidek Opd-Scan: A Randomized, Bilateral, Clinical Trial. *J Refract Surg* 2011;27(4):287-92.
14. Schuster AK, Tesarz J, Vossmerbaeumer U. Ocular Wavefront Analysis of Aspheric Compared with Spherical Monofocal Intraocular Lenses in Cataract Surgery: Systematic Review with Metaanalysis. *J Cataract Refract Surg* 2015.
15. Altmann GE, Nichamin LD, Lane SS, Pepose JS. Optical Performance of 3 Intraocular Lens Designs in the Presence of Decentration. *J Cataract Refract Surg* 2005;31(3):574-85.
16. McKelvie J, McArdle B, McGhee C. The Influence of Tilt, Decentration, and Pupil Size on the Higher-Order Aberration Profile of Aspheric Intraocular Lenses. *Ophthalmology* 2011;118(9):1724-31.
17. Bellucci R, Morselli S. Optimizing Higher-Order Aberrations with Intraocular Lens Technology. *Curr Opin Ophthalmol* 2007;18(1):67-73.
18. Chang DH, Waring GO. The Subject-Fixated Coaxially Sighted Corneal Light Reflex: A Clinical Marker for Centration of Refractive Treatments and Devices. *Am J Ophthalmol* 2014;158(5):863-74.
19. Gharaee H, Shafiee M, Hoseini R, Abrishami M, Abrishami Y, Abrishami M. Angle Kappa Measurements: Normal Values in Healthy Iranian Population Obtained with the Orbscan II. *Iran Red Crescent Med J* 2015;17(1):e17873.

20. Kristianslund O, Raen M, Ostern AE, Drolsum L. Late in-the-Bag Intraocular Lens Dislocation: A Randomized Clinical Trial Comparing Lens Repositioning and Lens Exchange. *Ophthalmology* 2017;124(2):151-9.
21. Taketani F, Matuura T, Yukawa E, Hara Y. Influence of Intraocular Lens Tilt and Decentration on Wavefront Aberrations. *J Cataract Refract Surg* 2004;30(10):2158-62.
22. Eppig T, Scholz K, Loffler A, Messner A, Langenbacher A. Effect of Decentration and Tilt on the Image Quality of Aspheric Intraocular Lens Designs in a Model Eye. *J Cataract Refract Surg* 2009;35(6):1091-100.
23. Baumeister M, Buhren J, Kohnen T. Tilt and Decentration of Spherical and Aspheric Intraocular Lenses: Effect on Higher-Order Aberrations. *J Cataract Refract Surg* 2009;35(6):1006-12.
24. Madrid-Costa D, Ruiz-Alcocer J, Perez-Vives C, Ferrer-Blasco T, Lopez-Gil N, Montes-Mico R. Visual Simulation through Different Intraocular Lenses Using Adaptive Optics: Effect of Tilt and Decentration. *J Cataract Refract Surg* 2012;38(6):947-58.
25. Piers PA, Weeber HA, Artal P, Norrby S. Theoretical Comparison of Aberration-Correcting Customized and Aspheric Intraocular Lenses. *J Refract Surg* 2007;23(4):374-84.
26. McKelvie J, Ku JY, McArdle B, McGhee C. Wavefront Aberrometry: Comparing and Profiling Higher-Order Aberrations Produced by Intraocular Lenses in Vitro Using a Physical Model Eye System and Hartman-Shack Aberrometry. *J Cataract Refract Surg* 2009;35(3):547-55.
27. Felipe A, Artigas JM, Diez-Ajenjo A, Garcia-Domene C, Peris C. Modulation Transfer Function of a Toric Intraocular Lens: Evaluation of the Changes Produced by Rotation and Tilt. *J Refract Surg* 2012;28(5):335-40.
28. KhabazKhoob M, Hashemi H, Yazdani K, Mehravaran S, Yekta A, Fotouhi A. Keratometry Measurements, Corneal Astigmatism and Irregularity in a Normal Population: The Tehran Eye Study. *Ophthalmic Physiol Opt* 2010;30(6):800-5.

29. Kriechbaum K, Findl O, Kiss B, Sacu S, Petternel V, Drexler W. Comparison of Anterior Chamber Depth Measurement Methods in Phakic and Pseudophakic Eyes. *J Cataract Refract Surg* 2003;29(1):89-94.
30. Su PF, Lo AY, Hu CY, Chang SW. Anterior Chamber Depth Measurement in Phakic and Pseudophakic Eyes. *Optom Vis Sci* 2008;85(12):1193-200.
31. Trindade BL, Amaral FT, de Lima Monteiro DW. Analysis of the Optical Quality of Spherical and Aspheric Intraocular Lenses in Simulated Nanophthalmic Eyes. *J Refract Surg* 2016;32(3):193-200.
32. Z80 Accredited Standards Committee for Ophthalmic Optics. In: ANSI, ed. *Z80-7 Intraocular Lenses* 2010.

11. ANEXOS

ANEXO 1 - Ata de defesa

	UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS APLICADAS À CIRURGIA E À OFTALMOLOGIA	UFMG 
---	---	--

ATA DA DEFESA DE TESE DO ALUNO BRUNO LOVAGLIO CANÇADO TRINDADE

Realizou-se, no dia 13 de março de 2017, às 14:00 horas, no Auditório do Instituto Alfa de Gastroenterologia/Hospital das Clínicas/UFMG, da Universidade Federal de Minas Gerais, a defesa de tese, INTITULADA: **ANÁLISE DO DESEMPENHO ÓPTICO DE LENTES INTRAOCULARES: INFLUÊNCIA DAS ALTERAÇÕES DE POSICIONAMENTO E DO PODER DIÓPTRICO**, apresentada por BRUNO LOVAGLIO CANÇADO TRINDADE, número de registro 2013655015, graduado no curso de MEDICINA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Doutor em CIÊNCIAS APLICADAS À CIRURGIA E À OFTALMOLOGIA, à seguinte Comissão Examinadora: Prof(a). Sebastião Cronemberger Sobrinho - orientador (UFMG), Prof(a). Davies William de Lima Monteiro – coorientador (UFMG) Prof(a). Joel Edmur Boteon (UFMG) Prof(a). Marco Antônio Guarino Tanure (UFMG), Prof(a). João Marcelo de Almeida Gusmão Lyra (UNCISAL), Prof(a). Marcony Rodrigues de Santiago (USP/SP).

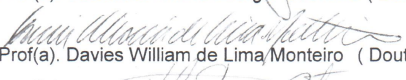
A Comissão considerou a tese:

(x) Aprovada

() Reprovada

Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.
Belo Horizonte, 13 de março de 2017.

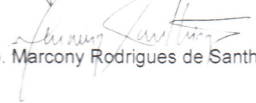

Prof(a). Sebastião Cronemberger Sobrinho (Doutor)



Prof(a). Davies William de Lima Monteiro (Doutor)



Prof(a). Joel Edmur Boteon (Doutor)


Prof(a). Marco Antônio Guarino Tanure (Doutor)

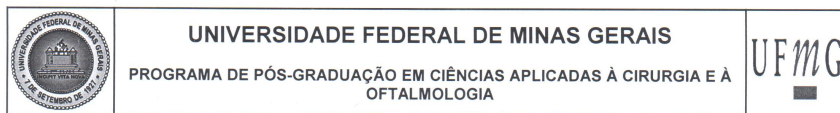

Prof(a). João Marcelo de Almeida Gusmão Lyra (Doutor)


Prof(a). Marcony Rodrigues de Santiago (Doutor)

21/03/2017
Centro de Pós Graduação
Faculdade de Medicina-UFMG
Av. Prof. Alfredo Balena, 190- 5º Andar
CEP 30130-100-Funcionários -BHM/G


21/03/2017
CONFERE COM ORIGINAL
Centro de Pós-Graduação
Faculdade de Medicina - UFM


ANEXO 2 - Folha de aprovação



FOLHA DE APROVAÇÃO

**ANÁLISE DO DESEMPENHO ÓPTICO DE LENTES INTRAOCULARES:
INFLUÊNCIA DAS ALTERAÇÕES DE POSICIONAMENTO E DO PODER
DIÓPTRICO.**

BRUNO LOVAGLIO CANÇADO TRINDADE

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS APLICADAS À CIRURGIA E À OFTALMOLOGIA, como requisito para a obtenção parcial do grau de Doutor em CIÊNCIAS APLICADAS À CIRURGIA E À OFTALMOLOGIA.

Aprovada em 13 de março de 2017, pela banca constituída pelos membros:


Prof. Dr. Sebastião Cronemberger Sobrinho- Orientador
UFMG


Prof. Dr. Davies William de Lima Monteiro - Coorientador
UFMG


Prof. Dr. Joel Edmir Boteon
UFMG


Prof. Dr. Marco Antônio Guarino Tanure
UFMG


Prof. Dr. João Marcelo de Almeida Gusmão Lyra
UNCISAL


Prof. Dr. Marcony Rodrigues de Santiago
USP/SP

Belo Horizonte, 13 de março de 2017.