

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO Nº 710

**CIRCUITO ÓPTICO E METODOLOGIA
PARA CARACTERIZAÇÃO DE
LENTES INTRAOCULARES**

Felipe Tayer Amaral

DATA DA DEFESA: 17/11/2011

Universidade Federal de Minas Gerais
Escola de Engenharia
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

**CIRCUITO ÓPTICO E METODOLOGIA PARA CARACTERIZAÇÃO
DE LENTES INTRAOCULARES**

Felipe Tayer Amaral

Dissertação de Mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Davies William de Lima Monteiro

Belo Horizonte - MG

Novembro de 2011

**"Circuito Óptico e Metodologia para
Caracterização de Lentes Intraoculares"**

Felipe Tayer Amaral

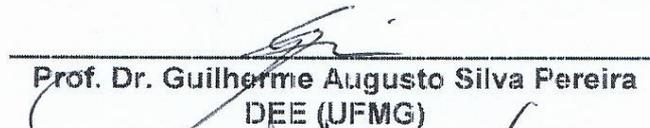
Dissertação de Mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 17 de novembro de 2011.

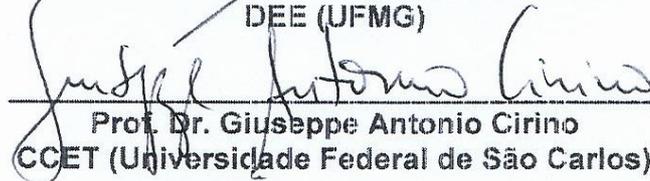
Por:



**Prof. Dr. Davies William de Lima Monteiro
DEE (UFMG) - Orientador**



**Prof. Dr. Guilherme Augusto Silva Pereira
DEE (UFMG)**



**Prof. Dr. Giuseppe Antonio Cirino
CCET (Universidade Federal de São Carlos)**

Dedico esse trabalho à minha mãe Suzana e ao meu pai Carlos, que nunca deixaram de acreditar em mim, sempre me apoiaram inclusive nas horas mais difíceis com amor incondicional, e eterna dedicação. A vocês, sou muito grato por tudo.

Agradecimentos

Agradeço a todos os meus amigos e familiares pelo apoio e incentivo na elaboração deste trabalho. Aos meus pais pelos conselhos, carinho e apoio emocional. À Fernanda pelo amor, pela amizade, pela companhia e pelo suporte sempre que precisei. A todos os meus colegas do laboratório OptMA pelas discussões que contribuíram para enriquecer o meu conhecimento sobre o tema deste trabalho, em especial à Professora Luciana P. Salles e ao Otávio Gomes. À Mediphacos Ltda por ter fornecido as lentes que foram essenciais a este trabalho, especialmente ao Marcelo Camargos. Ao Professor Davies William de Lima Monteiro pelos ensinamentos, dedicação, empenho, orientação, amizade e por ter acreditado em mim.

Resumo

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um circuito óptico e de uma metodologia inovadora para caracterização de lentes intraoculares (LIO's), que atualmente são indicadas para a substituição do cristalino, principalmente no tratamento da catarata. O circuito óptico utiliza um sensor de frentes de onda do tipo Hatmann-Shack, composto por uma câmera CCD e uma matriz de microlentes nela acoplada em substituição à lente objetiva. O processo de caracterização consiste em quantificar as aberrações ópticas inseridas pela LIO por meio de Polinômios de Zernike, que são um conjunto de bases ortogonais em que cada base determina uma aberração específica. Os resultados do processo de caracterização aqui abordado apresentam informações mais abrangentes sobre as LIO's, que geralmente são omitidas pelos fabricantes. Para calibrar o sensor de frentes de onda, um procedimento de calibração alternativo foi desenvolvido. Também é proposta uma metodologia inovadora para caracterização de LIO's baseada na norma ANSI Z8030, por meio do desenvolvimento de um *setup* experimental de baixo custo em relação aos equipamentos comerciais existentes. A grande vantagem desta metodologia é a simplificação do procedimento descrito na norma, permitindo que uma LIO seja completamente caracterizada por meio de uma única medida. Um conjunto de LIO's com parâmetros de fabricação conhecidos, que já haviam sido previamente caracterizadas por um equipamento comercial, foi submetido ao procedimento de caracterização desenvolvido neste trabalho. Os ensaios experimentais alcançaram resultados equivalentes aos apresentados pelo equipamento comercial, comprovando que o circuito óptico e a nova metodologia podem ser uma alternativa muito eficaz, e mais completa, para a caracterização de LIO's.

Palavras chave: Lentes intraoculares, Sensor de frentes de onda, Aberrações ópticas, Circuito óptico, Óptica adaptativa.

Abstract

This paper presents the development of an optical circuit and an innovative methodology for characterization of intraocular lenses (IOL's), currently indicated for the replacement of the crystalline lens, especially in the treatment of cataracts. The optical circuit uses a Shack-Hartmann type wavefront sensor, consisting of a CCD camera and a microlens array attached to it to replace the objective lens. The characterization process aims to quantify IOL optical aberrations using Zernike Polynomials, forming an orthogonal basis in which each basis function determines a specific aberration. The results of the characterization process discussed here have more comprehensive information on IOL's, which are usually overlooked by manufacturers. To calibrate the wavefront sensor, an alternative calibration procedure was developed. An innovative methodology is also proposed for IOL characterization based on ANSI Z8030 standard, through the development of an inexpensive experimental *setup*, in comparison to commercial equipments for this purpose. The great advantage of this methodology is to simplify the procedure described in the standard, allowing a complete IOL characterization by a single measurement. IOL samples with known manufacturing parameters, and previously characterized by a commercial equipment, were submitted to the characterization procedure developed in this study. Experimental testing has achieved similar results to those presented by the commercial equipment, proving that our optical circuit and that the new methodology can be a very effective and a more complete alternative for IOL characterization.

Key words: Intraocular lenses, Wavefront sensor, Optical aberrations, Optical circuit, Adaptative optics.

Lista de Figuras

Figura 2.1. Corte vertical do olho direito visto pelo lado nasal.....	4
Figura 2.2. Ilustração dos quinze primeiros termos de Zernike.	10
Figura 2.3. Diagrama esquemático de uma lente focalizando um <i>spot</i> , com a resolução limitada pela difração.	14
Figura 2.4. (a) Distribuição de irradiância da imagem de uma fonte pontual em um sistema livre de aberrações. (b) Imagem de um ponto (com resolução Δ) obtida a partir de um sistema óptico livre de aberrações.	14
Figura 2.5. Aberração esférica em uma lente.	15
Figura 2.6. (a) Distribuição de irradiância da imagem de uma fonte pontual em um sistema que possui apenas aberração esférica. (b) Imagem de um ponto obtida a partir de um sistema óptico com apenas aberração esférica.	16
Figura 2.7. Diagrama esquemático da aberração esférica longitudinal em uma LIO em função do raio da pupila.	17
Figura 2.8. Aberração esférica e superfície asférica ideal.	20
Figura 2.9. Sistema óptico apresentando coma.	20
Figura 2.10. (a) Distribuição de irradiância da imagem de uma fonte pontual em um sistema que possui apenas coma. (b) Imagem de um ponto obtida a partir de um sistema óptico contendo coma.	21
Figura 2.11. Sistema óptico com astigmatismo.	22
Figura 2.12. (a) Distribuição de irradiância da imagem de uma fonte pontual em um sistema que possui apenas astigmatismo. (b) Imagem de um ponto obtida por um sistema com apenas astigmatismo.	22
Figura 2.13. Imagem [E] e gráfico da MTF [D] de uma LIO ideal.	25
Figura 2.14. Vista em corte de um sensor de frentes de onda do tipo Hartmann em que se observam os deslocamentos entre o centróide dos <i>spots</i> em relação a incidência de diferentes frentes de onda.	27
Figura 2.15. Ilustração de um orifício da máscara apresentando o deslocamento proporcionado por um raio transmitido por uma frente de onda aberrada.	27
Figura 2.16. Diagrama esquemático de um sensor de frentes de onda.	29
Figura 2.17. Foto do equipamento comercial IOLA.	31
Figura 2.18. Foto do equipamento comercial CrystalWave.	33
Figura 2.19. Foto do equipamento comercial WaveMaster IOL.	34
Figura 3.1. <i>Reference grid order</i> [E] matriz hexagonal [D] matriz ortogonal.	38
Figura 3.2. <i>Reference grid pitch</i> [E] matriz hexagonal [D] matriz ortogonal.	39
Figura 3.3. Procedimento de calibração.	40
Figura 3.4. Tela do procedimento de calibração do <i>FrontSurfer</i>	40
Figura 3.5. Imagens das amostras para calibração [E] 30cm [D] 60cm.	41

Figura 3.6. Curvatura da frente de onda em função da distância do sensor em relação à fonte pontual.....	42
Figura 3.7. Diâmetro e raio de decomposição.....	42
Figura 3.8. Deslocamento real dos <i>spots</i> (a). Deslocamento representado pelo sensor de frentes de onda (b).	43
Figura 3.9. Parâmetros utilizados neste trabalho.....	45
Figura 3.10. Imagens amostradas principais (superior) e de referência (inferior) com altas amplitudes dos termos [E] <i>tilt</i> [D] <i>tip</i>	46
Figura 3.11. Imagem amostrada principal [E] e de referência [D] com altas amplitudes dos termos <i>tip</i> e <i>tilt</i>	47
Figura 3.12. Amplitudes dos termos <i>tip</i> e <i>tilt</i> de uma frente de onda antes do procedimento de alinhamento em tempo real.....	48
Figura 3.13. Amplitudes dos termos <i>tip</i> e <i>tilt</i> de uma frente de onda após procedimento de alinhamento em tempo real.....	48
Figura 3.14. Imagem amostrada principal [E] e de referência [D] com amplitudes dos termos <i>tip</i> e <i>tilt</i> próximas de zero.	49
Figura 3.15. Movimentos no plano de aberração associados a alguns termos de Zernike.	49
Figura 3.16. Janela com uma frente de onda reconstruída.	50
Figura 3.17. [E] Interferograma e [D] distribuição de intensidade de campo distante do perfil (PSF).	51
Figura 3.18. Relatório final contendo as amplitudes das aberrações.....	52
Figura 3.19. (a) Distância entre a matriz de microlentes e o sensor de imagens. (b) Hartmograma: imagem do plano focal da matriz de microlentes na tela do computador. (c) Zoom da região selecionada na Figura 3.19 (b). (d) Zoom da região selecionada na Figura 3.19 (c) mostrando os <i>itches</i> dos píxeis nas direções X e Y.	53
Figura 3.20. Matriz de microlentes iluminada com um feixe de <i>laser</i> perfeitamente colimado.	53
Figura 3.21. Matriz de microlentes iluminada com um feixe de <i>laser</i> com perfil de fase esférico.....	54
Figura 3.22. Diagrama esquemático do experimento.....	55
Figura 3.23. Diagrama esquemático do método do experimento.....	56
Figura 3.24. Número de píxeis brancos na imagem X Voltas no conector que suporta a matriz de microlentes.....	57
Figura 3.25. Relação entre a introdução de astigmatismo na reconstrução de uma frente de onda e a variação percentual da largura dos píxeis da imagem (Hartmograma).	58
Figura 3.26. Linhas e colunas de <i>spots</i> que deveriam compartilhar a mesma coordenada de píxeis X e Y, respectivamente.	59
Figura 3.27. Arranjo experimental utilizado na Norma (ANSI Z8030).	61
Figura 3.28. Definição de foco efetivo para lentes finas.....	62
Figura 3.29. Exemplo da relação encontrada para a medida da curvatura da frente de onda R_m em relação à posição da fonte pontual z [9].....	64
Figura 3.30. Imagem [E] e gráfico da MTF [D] de uma frente de onda arbitrária [9]... 65	
Figura 3.31. Diagrama esquemático de um sistema óptico de <i>relay</i> e seus parâmetros. 67	

Figura 3.32. Diagrama esquemático do circuito óptico para caracterização de LIO's...	68
Figura 3.33. (a) Diagrama esquemático do funcionamento de um filtro espacial. (b) Perfil de intensidade do feixe de <i>laser</i> após atravessar o filtro espacial.	69
Figura 3.34. Fotografia do circuito óptico para caracterização de LIO's.....	70
Figura 3.35. Modo de operação do <i>FrontSurfer</i> utilizado no passo 1 da metodologia. .	71
Figura 3.36. Tela de ajuste em tempo real do <i>FrontSurfer</i> com presença dos termos <i>tip</i> e <i>tilt</i>	72
Figura 3.37. Tela de ajuste em tempo real do <i>FrontSurfer</i> com as amplitudes dos termos <i>tip</i> e <i>tilt</i> minimizadas.	72
Figura 3.38. Modo de operação do <i>FrontSurfer</i> utilizado no passo 4 da metodologia. .	73
Figura 3.39. Tela de ajuste em tempo real do <i>FrontSurfer</i> com presença do termo defoco.	74
Figura 3.40. Tela de ajuste em tempo real do <i>FrontSurfer</i> com a amplitude do termo defoco minimizada.	74
Figura 3.41. Tela de ajuste em tempo real do <i>FrontSurfer</i> com a LIO inserida no sistema sem minimização das amplitudes dos termos <i>tip</i> e <i>tilt</i>	75
Figura 3.42. Tela de ajuste em tempo real do <i>FrontSurfer</i> com a LIO inserida no sistema com as amplitudes dos termos <i>tip</i> e <i>tilt</i> minimizadas.	75
Figura 3.43. Tela contendo o resultado final da metodologia de caracterização de LIO.	76
Figura 3.44. Tela contendo o relatório final de aberrações da LIO utilizada neste exemplo.	76
Figura 3.45. MTF da LIO.	77
Figura 3.46. Diagramas esquemáticos do <i>setup</i> experimental da norma Ansi Z8030 (a) e do circuito óptico desenvolvido neste trabalho (b).....	80
Figura 4.1. Gráfico comparativo dos poderes dióptricos das LIO's.....	85
Figura 4.2. Aberração esférica longitudinal em função do raio da pupila fornecida pela Mediphacos.....	89
Figura 4.3. Aberração esférica e superfície esférica ideal deslocada para o ponto 0,5mm.	89
Figura 4.4. Gráfico comparativo entre os dados fornecidos pela Mediphacos e obtidos experimentalmente da aberração esférica longitudinal em função do raio da pupila no meio da solução salina para a LIO 1.....	91
Figura 4.5. Gráfico comparativo entre os dados fornecidos pela Mediphacos e obtidos experimentalmente da aberração esférica longitudinal em função do raio da pupila no meio da solução salina para as LIO's 2, 3, 4, 5, 6 e 7.	92
Figura 4.6. Imagem [E] e gráfico da MTF [D] obtidos para a LIO1.....	97
Figura 4.7. Imagem [E] e gráfico da MTF [D] obtidos para as LIO's 2, 3, 4, 5, 6 e 7... 98	98

Lista de Tabelas

Tabela 1.1. Número de internações e valores gastos pelo SUS com procedimentos de facectomia com implante de LIO no Brasil, período de 2008 a 2010.	1
Tabela 2.1. Faixas de poder dióptrico nominal e cilíndrico de LIO's e suas tolerâncias. 9	
Tabela 2.2. Relação dos quinze primeiros índices i com os índices n e m dos Polinômios de Zernike.	12
Tabela 3.1. Resultados do teste para 0, 1, 2 e 3 voltas no conector suporte das microlentes em direção ao sensor de imagens.	56
Tabela 3.2. Parâmetros envolvidos no ensaio utilizado como exemplo da metodologia.	79
Tabela 4.1. Dados das LIO's fornecidos pela empresa Mediphacos.	82
Tabela 4.2. Foco das LIO's em mm calculados a partir dos raios de curvatura das LIO's.	84
Tabela 4.3. Dados obtidos com o ensaio experimental utilizando o <i>setup</i> e a metodologia proposta no trabalho.	84
Tabela 4.4. Comparação das dioptrias.	85
Tabela 4.5. Erros percentuais e de dioptrias entre os dados medidos e calculados pela Mediphacos, obtidos com o <i>setup</i> e os dados de projeto das lentes.	86
Tabela 4.6. Erros percentuais e de dioptrias entre os dados obtidos com o <i>setup</i> , medidos pela Mediphacos e os dados calculados pelos parâmetros topológicos medidos das LIO's (raios de curvatura e espessura central).	86
Tabela 4.7. Coeficiente de aberração esférica da frente de onda em <i>waves</i> e μm e amplitude da aberração esférica real na lente.	88
Tabela 4.8. Dados das LIO's fornecidas pela Mediphacos medidos com o IOLA.	93
Tabela 4.9. Resultados obtidos para a componente cilíndrica das LIO's tóricas medidas.	94
Tabela 4.10. Resultados de poder dióptrico cilíndrico das LIO's obtidos com o <i>setup</i> no meio da solução salina.	95
Tabela 4.11. Resultados das medidas dos poderes dióptricos esfero-cilíndrico (no ar) e dos poderes dióptricos esfero-cilíndricos (solução salina) das LIO's tóricas medidos com o <i>setup</i>	95
Tabela 4.12. Resultados de poder dióptrico esférico das LIO's obtidos com o <i>setup</i> no meio da solução salina.	96
Tabela 4.13. Resultados das medidas da MTF das LIO's nas direções X e Y na frequência igual a 100lp/mm.	99

Lista de Siglas

LIO	Lente Intraocular
SUS	Sistema Único de Saúde
ANSI	<i>American National Standards Institute</i>
CCD	<i>Charged-Coupled Device</i>
PMMA	Polimetilmetacrilato
Poli-Hema	Poli Hidroxietil Metacrílico Ácido
PVP	Polivinilpirrolidona
NTIOL	<i>New Technology Intraocular Lenses</i>
CMOS	<i>Complementary Metal–Oxide–Semiconductor</i>
IOLA	<i>Intraocular Lens Analyser</i>
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
HENE	Hélio-Neônio
CW	<i>Continuous Wave</i>
SVD	<i>Single Value Decomposition</i>
RMS	<i>Root Mean Square</i>
PSF	<i>Point Spread Function</i>
MTF	<i>Modulation Transfer Function</i>
LSA	<i>Longitudinal Spherical Aberration</i>
OTF	<i>Optical Transfer Function</i>
lp	<i>Line Pairs</i>

Sumário

Agradecimentos	VI
Resumo	VII
Abstract.....	VIII
Lista de Figuras	IX
Lista de Tabelas	XII
Lista de Siglas.....	XIII
1. Introdução	1
1.1. Objetivo	2
1.2. Escopo do trabalho.....	2
2. Conceitos e Contextualização.....	4
2.1. Lentes intraoculares	4
2.1.1. Principais tipos de LIO's	7
2.1.2. Faixas de dioptria e tolerâncias	8
2.2. Polinômios de Zernike	9
2.3. Aberrações ópticas	12
2.3.1. Aberração esférica	15
2.3.2. Aberração esférica longitudinal (LSA)	16
2.3.3. Coma.....	20
2.3.4. Astigmatismo.....	21
2.3.5. PSF e MTF	23
2.4. Sensor de frentes de onda do tipo Hartmann-Shack.....	25
2.4.1. Teste de Hartmann.....	26
2.4.2. Técnica de Hartmann-Shack.....	28
2.5. Caracterização de LIO's	29
2.6. Equipamentos comerciais para caracterização de LIO's	31
2.6.1. IOLA.....	31
2.6.2. CrystalWave	32
2.6.3. WaveMaster IOL	33
3. Materiais e Métodos	36

3.1.	Descrição do <i>software FrontSurfer</i>	36
3.1.1.	Procedimento para calibração da câmera para ser utilizada como sensor de frentes de onda.....	38
3.1.2.	Parâmetros	44
3.1.3.	Alinhamento do sistema em tempo real	45
3.1.4.	Medidas e reconstrução de frentes de onda.....	49
3.1.5.	Relatório Final	51
3.2.	Método desenvolvido para a calibração de câmera CCD para ser utilizada como sensor de frentes de onda.....	52
3.2.1.	Estimação da distância entre matriz de microlentes e sensor CCD.....	55
3.2.2.	Cálculo da largura e da altura dos píxeis do Hartmograma.....	58
3.3.	Norma para caracterização de LIO's	61
3.4.	Arranjo experimental desenvolvido para caracterização de LIO's.....	66
3.4.1.	Materiais utilizados	66
3.4.2.	Sistemas ópticos de <i>relay</i>	66
3.4.3.	Circuito óptico e alinhamento.....	68
3.5.	Metodologia proposta para caracterização de LIO's	70
3.6.	Circuito óptico versus Norma ANSI Z8030	79
4.	Resultados.....	82
4.1.	Poder dióptrico.....	82
4.2.	LSA (<i>Longitudinal Spherical Aberration</i>).....	87
4.3.	Astigmatismo	93
4.4.	Medidas de PSF e MTF	96
5.	Conclusões.....	100

1.Introdução

Uma lente intraocular (LIO) é indicada para substituir uma das duas lentes naturais do olho humano, o cristalino¹, principalmente no tratamento da catarata. No Brasil, o número de procedimentos de remoção do cristalino (facectomia) com implantes de LIO's tem aumentado consideravelmente desde 2008, conforme pode ser observado na Tabela 1.1, em que os números de internações e valores gastos pelo SUS em facectomia estão discriminados por região do país.

A qualidade da visão dos pacientes submetidos ao tratamento da catarata depende da correta caracterização da LIO implantada, de modo a compensar as distorções que a frente de onda sofre ao atravessar o caminho óptico do olho e a própria LIO, conhecidas como aberrações ópticas. A frente de onda é definida como uma superfície hipotética formada pelos pontos de mesma fase em uma determinada onda. Como a propagação da luz segue os princípios da óptica ondulatória, o conceito de frente de onda se aplica ao domínio óptico [1].

Tabela 1.1. *Número de internações e valores gastos pelo SUS com procedimentos de facectomia com implante de LIO no Brasil, período de 2008 a 2010.*

2008			2009		2010	
Região	Internação	Valor total R\$	Internação	Valor total R\$	Internação	Valor total R\$
Norte	71	32.013,60	244	109.578,73	565	251.536,68
Nordeste	926	411.722,65	1807	802.265,46	1770	787.067,97
Sudeste	2598	1.174.990,88	6868	3.064.720,41	6272	2.797.187,17
Sul	21	9.391,17	136	61.782,91	150	69.777,36
Centro-Oeste	57	25.647,45	258	115.636,54	339	151.149,73
Total	3673	1.653.765,75	9313	4.153.984,05	9096	4.056.718,91

Fonte: Ministério da Saúde - Sistema de Informações Hospitalares do SUS (SIH/SUS) - 2008-2009-2010

O processo utilizado para determinar e quantificar as aberrações ópticas é denominado aberrometria. Este processo baseia-se na análise das frentes de onda [3], que se tornou uma técnica bastante difundida no campo da oftalmologia nos últimos

¹ As duas lentes naturais do olho humano são a córnea e o cristalino, responsáveis por aproximadamente 40D e 20D, respectivamente [2].

anos. Esta técnica tem sido utilizada através de equipamentos comerciais de alto custo (aproximadamente entre US\$20.000 e US\$65.000) para caracterização de LIO's em laboratório [4-7] ou quando já implantadas no olho [8].

A norma ANSI (*American National Standards Institute*) Z8030 [9] apresenta um método para caracterização de LIO's que utiliza um circuito óptico específico e um sensor de frentes de onda. Entretanto, este método é complexo e lento, pois exige a realização de medições sucessivas e aquisição de certo volume de dados para execução de um processo de otimização que possibilite a completa caracterização da LIO.

Este trabalho propõe o desenvolvimento de um circuito óptico baseado na norma ANSI e de uma metodologia inovadora para caracterização de LIO's. Esta metodologia possibilita a completa caracterização de LIO's com uma única medida, eliminando as etapas de medições sucessivas, aquisições de dados e processo de otimização contidos na norma. Desta maneira, espera-se que esta nova metodologia aplicada ao circuito óptico seja mais simples e mais rápida que o método apresentado pela norma. Este circuito, de fácil operação e de baixo custo (avaliado em aproximadamente US\$7.500,00 com a licença do *software* comercial utilizado incluída), é constituído por componentes ópticos e optomecânicos, um sensor de frentes de onda do tipo Hartmann-Shack [1][10][11], composto por uma câmera com sensor de imagem do tipo CCD (*Charged-Cupled Device*), por uma matriz de microlentes em substituição à lente objetiva e pelo *software* comercial *FrontSurfer*.

1.1. Objetivo

O objetivo deste trabalho é construir um *setup* experimental (circuito óptico) e desenvolver uma metodologia inovadora para caracterizar LIO's em laboratório.

1.2. Escopo do trabalho

Este trabalho está dividido em seis capítulos. O Capítulo 2 apresenta um breve histórico da evolução das LIO's, em que consiste o processo de caracterização e os detalhes da ferramenta adotada para atingir o objetivo proposto. Este capítulo apresenta também os conceitos teóricos essenciais abordados em todo o trabalho e especificações de alguns equipamentos comerciais para caracterização de LIO's. No Capítulo 3 o *setup*

experimental desenvolvido, a nova metodologia proposta para caracterização de LIO's, e também a norma em que todo o procedimento se baseia são apresentados. O Capítulo 4 apresenta os resultados obtidos através de medições de LIO's utilizando o *setup* experimental construído e a nova metodologia, comparando-os com os resultados de um equipamento comercial. O Capítulo 5 apresenta as conclusões obtidas a partir dos resultados apresentados neste trabalho e também a proposta de trabalhos futuros visando à continuidade dos estudos nesta linha de pesquisa. O Capítulo 6 apresenta as referências utilizadas na elaboração deste trabalho.

2. Conceitos e Contextualização

2.1. Lentes intraoculares

As LIO's são indicadas para o tratamento de afacia, termo que abrange todas as situações em que o cristalino está ausente da área pupilar, seja por doença, trauma ou até mesmo por má formação congênita em que o indivíduo nasce sem o cristalino. O cristalino e a pupila podem ser observados no diagrama esquemático da anatomia do olho humano² apresentado na Figura 2.1 retirada de [12].

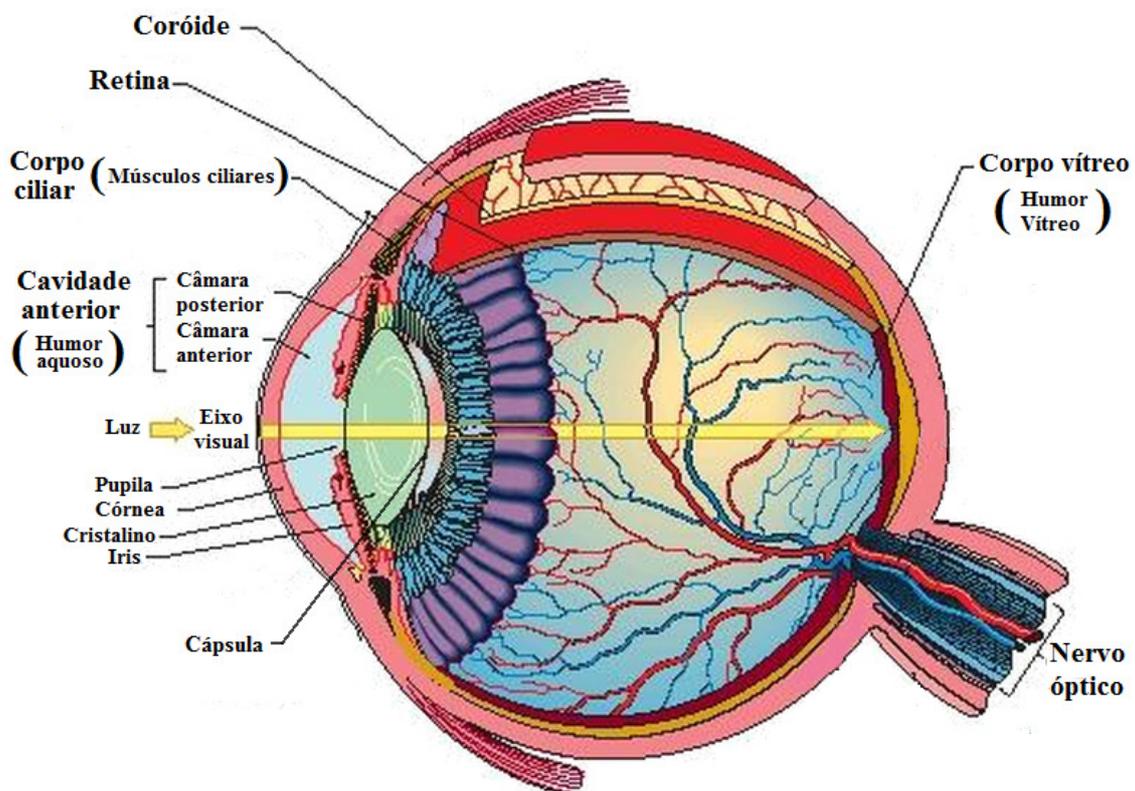


Figura 2.1. Corte vertical do olho direito visto pelo lado nasal.
Fonte: <http://www.scienceclarified.com/Ex-Ga/Eye.html>

Na grande maioria dos casos o cristalino foi removido por cirurgia, predominantemente de catarata, e em casos raros foi perdido por ferimento perfurante, por defeito congênito ou podendo ter sido desviado da pupila por luxação [13]. A

² O olho humano possui seis funções físicas fundamentais: a refração cujos elementos responsáveis são a córnea, o cristalino, o humor aquoso e o humor vítreo; a auto-focalização feita pelo cristalino e pelos -músculos ciliares; o controle de luminosidade feito pela íris e pela pupila; a detecção feita pela retina (cones e bastonetes); a transmissão da informação ao cérebro feita pelo nervo e as vias ópticas e a refrigeração da retina feita pela coróide [13].

catarata é uma patologia caracterizada pela perda da transparência (opacificação) do cristalino, causada por diversos fatores como idade, traumatismos (feridas, descargas elétricas, radiações ionizantes), doenças metabólicas (galactosemia, manoseidose, doença de Fabry, síndrome de Lowe e síndromes hipocalcêmicas), síndromes associadas (Down, Werner, Rothmund), tabagismo, excesso de corticóides, alcoolismo, nascimento prematuro ou infecções congênitas [14].

O primeiro implante de LIO foi feito em 29 de Novembro de 1949 pelo Dr. Harold Ridley com objetivo de tratar a catarata. A escolha do material da LIO foi baseada nas observações de Ridley durante a Segunda Guerra Mundial. A cabine de alguns aviões era constituída de vidro e PMMA (Polimetilmetacrilato) e, quando atingida por tiros, fragmentos deste material penetravam no olho dos pilotos. Ridley observou que a reação do tecido ocular ao PMMA era insignificante a menos que um fragmento pontiagudo se mantivesse em contato com alguma parte sensível e móvel do olho. Os cálculos envolvendo a LIO de Ridley foram aparentemente baseados em medições do cristalino e não consideravam a diferença entre os índices de refração da lente humana constituída de proteína (cristalino) e da LIO de PMMA [15].

Em 23 de Agosto de 1952, após ter reportado sua invenção no Congresso de Oftalmologia de Oxford em Julho de 1951, Ridley realizou o segundo implante de LIO na câmara posterior do olho (ver Figura 2.1), despertando o interesse de pesquisadores e oftalmologistas de todo o mundo. As LIO's de Ridley eram pesadas (170 a 250mg) em relação ao cristalino natural (112mg) e tinham suporte inadequado, havendo relatos de que algumas das lentes implantadas migraram para o corpo vítreo (ver Figura 2.1) [16].

A primeira geração das LIO's apresentou uma série de inconvenientes como excesso de peso, dificuldade de esterilização, material cirúrgico rudimentar, desconhecimento do dano endotelial, além da excessiva manipulação operatória. Outras complicações como infecções, glaucoma secundário, luxações do vítreo e distrofia da córnea fizeram com que a técnica de implantes na câmara posterior fosse abandonada, iniciando a segunda geração das LIO's que eram implantadas na câmara anterior do olho (ver Figura 2.1).

As LIO's de câmara anterior, que podiam ser implantadas após a remoção intracapsular ou extracapsular da catarata, também possibilitavam implantes secundários e o deslocamento da LIO implantada era minimizado. No dia 13 de Maio de 1952, R. Baron [16] realizou o primeiro implante de LIO na câmara anterior. No entanto esta lente apresentou o inconveniente de ficar em contato com a córnea (ver Figura 2.1).

Foram criados diversos modelos, se destacando a LIO desenvolvida pelos irmãos italianos Benedetto Strampelli, que foi implantada em Setembro de 1953. Esta LIO possuía forma de flecha para facilitar a sua inserção no olho, e posteriormente se converteu no modelo protótipo de lentes rígidas de câmara anterior.

A terceira geração das LIO's foi marcada pelas diversas tentativas de minimizar o deslocamento da lente implantada no olho, se destacando as lentes flexíveis desenvolvidas por Joaquín Barraquer [16].

A quarta geração das LIO's ocorreu na década de 70 e foi marcada pelo retorno da idéia inicial de Ridley de extração extracapsular e implante na câmara posterior do olho. Com o desenvolvimento da facoemulsificação³ [17] e de uma lente criada pelo oftalmologista alemão Cornelius Binkhorst [16] em 1976, que necessitava da cápsula cristalina para sua fixação, obteve-se melhor estabilidade da LIO. O primeiro implante de LIO com fixação no sulco ciliar (ver Figura 2.1) foi feito pelo oftalmologista norte-americano Steven Shearing [16] em 1977, a partir de observações de falhas do implante na cápsula cristalina.

A quinta geração é marcada pelos avanços clínicos com técnicas cirúrgicas mais apuradas e pelo desenvolvimento de LIO's com novos *designs* e materiais alternativos ao PMMA, que é um polímero termo-plástico com índice de refração igual a 1,49. Embora a fabricação e o manuseio do PMMA sejam simples e de baixo custo, este material apresenta a desvantagem de ser rígido. Desta forma uma lente de PMMA requer uma incisão maior, submetendo os pacientes a maiores riscos durante a cirurgia e a períodos mais longos de recuperação [18]. Materiais como silicone, acrílicos hidrofílicos e acrílicos hidrofóbicos produzem lentes dobráveis que requerem menores incisões na cirurgia, causando menores complicações que as lentes rígidas de PMMA. O silicone possui a desvantagem de ser escorregadio quando está em meio aquoso, dificultando o seu manuseio durante a cirurgia[18]. Acrílicos hidrofílicos representam uma variedade de polímeros que se incham, mas não se dissolvem na água. Um exemplo deste material utilizado em LIO's é o Poli-HEMA [19]. Uma grande vantagem deste material é que ele possui alto teor de água, resultando em lentes moles que se assemelham a um tecido vivo. A principal desvantagem é que freqüentemente ocorre reação das células epiteliais na superfície anterior da LIO [18]. As LIO's Acrysof

³ Facoemulsificação é a técnica que consiste em remover o cristalino através de emissão de energia ultrassônica para emulsificar (liquefazer) o cristalino, removendo-o através de uma aspiração. Desta forma, a cápsula posterior do cristalino permanece íntegra, para acomodar a LIO.

fabricadas pela empresa Alcon são compostas por material acrílico hidrofóbico, e atualmente são as lentes mais implantadas nos Estados Unidos. Este material possui características semelhantes ao PMMA com a vantagem de ser dobrável [18]. Outra grande vantagem é o fato deste material possuir o maior índice de refração (1,55) comparado a qualquer outro material utilizado na fabricação de LIO's, resultando nas lentes mais finas. A principal desvantagem é a sua superfície pegajosa, que torna difícil o seu manuseio [18]. As LIO's também podem ser recobertas por uma fina camada do material PVP [20] utilizada como filtro de raios ultravioleta.

Atualmente são registradas inúmeras inovações de LIO's, destacando-se as multifocais que permitem visão de objetos distantes e próximos simultaneamente sem o uso de óculos, as tóricas que corrigem o astigmatismo corneano e as LIO's NTIOL – *New Technology Intraocular Lens* – que possuem superfícies asféricas, reduzindo a contribuição da aberração esférica na imagem formada na retina.

Existem estudos experimentais envolvendo implantes de LIO para tratamento de presbiopia⁴, popularmente conhecida como vista cansada [21-23], porém a catarata é a patologia responsável pela grande maioria dos implantes de LIO na atualidade.

2.1.1. Principais tipos de LIO's

Atualmente as LIO's mais implantadas nas cirurgias de catarata são as monofocais, ou seja, LIO's que possuem um único comprimento focal. Estas lentes não corrigem o astigmatismo corneano, que pode causar distorção da visão para todas as distâncias. Neste caso, o uso de óculos para correção de astigmatismo e para visão de objetos próximos é indispensável para a maioria dos pacientes.

As LIO's multifocais refrativas são lentes divididas em zonas de diferentes comprimentos focais. Foram desenvolvidas com a intenção de permitir que o paciente possa ver objetos distantes e próximos. Entretanto, não são todos os pacientes que se adaptam às LIO's multifocais. Estas lentes não corrigem o astigmatismo corneano, havendo necessidade do uso de óculos para sua correção.

Estudos mostram que o uso de lentes multifocais proporciona melhoria na visão de objetos próximos sem maiores prejuízos para a visão à distância. A independência de óculos para visão de objetos próximos e distantes é um aspecto favorável à sua escolha,

⁴ Presbiopia é a perda da capacidade do cristalino de modificar a sua curvatura aumentando e diminuindo o seu poder dióptrico para que objetos distantes e próximos sejam focalizados. É um processo gradativo que ocorre com o envelhecimento das pessoas.

ainda que essas lentes causem redução da sensibilidade e do contraste da visão [24][25]. Estudos ainda mostram que a deterioração da visão de objetos distantes, intermediários e próximos causada por astigmatismo é maior em pacientes com lentes multifocais. Entretanto, estes pacientes conseguem boa acuidade visual para astigmatismo com grau menor ou igual a 1D (ver Seção 2.1.2)[26].

As LIO's tóricas possuem poder dióptrico maior (ou menor) em uma região específica e dessa forma corrigem o astigmatismo, além de permitir a visão de objetos distantes. Pelo fato de haver diferença do poder dióptrico em diferentes áreas, essas lentes devem ser posicionadas no olho em uma configuração muito específica, sendo muito sensível às inclinações e à rotação. Embora as LIO's tóricas corrijam o astigmatismo e melhorem a visão de objetos distantes, o uso de óculos para visão de objetos próximos ainda é necessário.

Estima-se que entre 15 e 29% dos pacientes que sofrem de catarata possuem astigmatismo corneano ou refrativo maiores que 1,5D (ver Seção 2.1.2) [27-29]. Estudos mostram que as lentes tóricas são eficazes na correção do astigmatismo corneano [27-33] e que a grande maioria é estável à rotação, havendo relatos de desalinhamento de no máximo 30° [28-30][32], mas com graus de astigmatismo pós-operatório inferiores aos do pré-operatório.

As LIO's podem ser classificadas quanto a sua excentricidade. LIO's esféricas possuem a mesma curvatura ao longo de toda a sua superfície. Já nas LIO's asféricas, a curvatura muda gradativamente desde o centro até a borda. As LIO's esféricas introduzem aberração esférica pelo fato de sua superfície divergir de uma superfície hiperbólica exata [34]. Isso não ocorre com as LIO's asféricas [35]. Por outro lado, a profundidade de foco⁵ e conseqüentemente a profundidade de campo⁶ são maiores em LIOs esféricas que em asféricas. Estudos comparativos mostram que pacientes com implante de LIO's asféricas sofrem menos impactos de aberração esférica que pacientes com LIO's esféricas, além de apresentarem visão com melhor contraste [36]. Por outro lado, os pacientes com implante de LIO's esféricas apresentam visão com melhor profundidade de campo que os pacientes com LIO's asféricas [37][38].

2.1.2. Faixas de dioptria e tolerâncias

⁵ Profundidade de foco define o quanto o plano de imagem pode se mover ao longo do eixo óptico mantendo a nitidez do objeto observado.

⁶ Profundidade de campo é a faixa de distâncias ao longo do eixo óptico em que o objeto observado pode se mover sem que a sua imagem perca nitidez perceptível.

A dioptria é uma maneira muito comum de medir o poder dióptrico de uma lente, sendo um parâmetro importante para sua caracterização. A dioptria é definida como o inverso da distância focal, sendo sua unidade (D) igual a (m^{-1}). As faixas de dioptria praticadas nas LIO's, para poder esférico e cilíndrico (lentes tóricas) e suas respectivas tolerâncias estão apresentadas na Tabela 2.1, retirada de [9].

Tabela 2.1. *Faixas de poder dióptrico nominal e cilíndrico de LIO's e suas tolerâncias.*

Faixa de poder dióptrico¹ [D]	Tolerância para o poder esférico [D]	Tolerância para o poder cilíndrico [D]
$0 < D \leq 15$	$\pm 0,3$	$\pm 0,4$
$15 < D \leq 25$	$\pm 0,4$	$\pm 0,4$
$25 < D \leq 30$	$\pm 0,5$	$\pm 0,5$
$D > 30$	± 1	$\pm 0,5$
¹ As faixas de poder dióptrico podem ser positivas ou negativas		

O poder dióptrico médio da córnea é aproximadamente 40D e o poder dióptrico médio do cristalino é aproximadamente 20D. Em sua totalidade, o sistema óptico do olho humano possui poder dióptrico médio de aproximadamente 60D [2].

2.2. Polinômios de Zernike

Para descrever as aberrações ópticas utilizam-se os termos dos Polinômios de Zernike [1][39][40]. De acordo com Fourier, todo sinal unívoco pode ser descrito precisamente por uma soma infinita devidamente ponderada de senos e cossenos. Em óptica a teoria é análoga, pois toda aberração óptica é uma função bidimensional (superfície) que pode ser descrita pela combinação de termos de uma base ortogonal adequada. Há várias bases utilizadas em óptica [11] e neste projeto são utilizados os Polinômios de Zernike, cujos 15 primeiros termos estão apresentados na Figura 2.2.

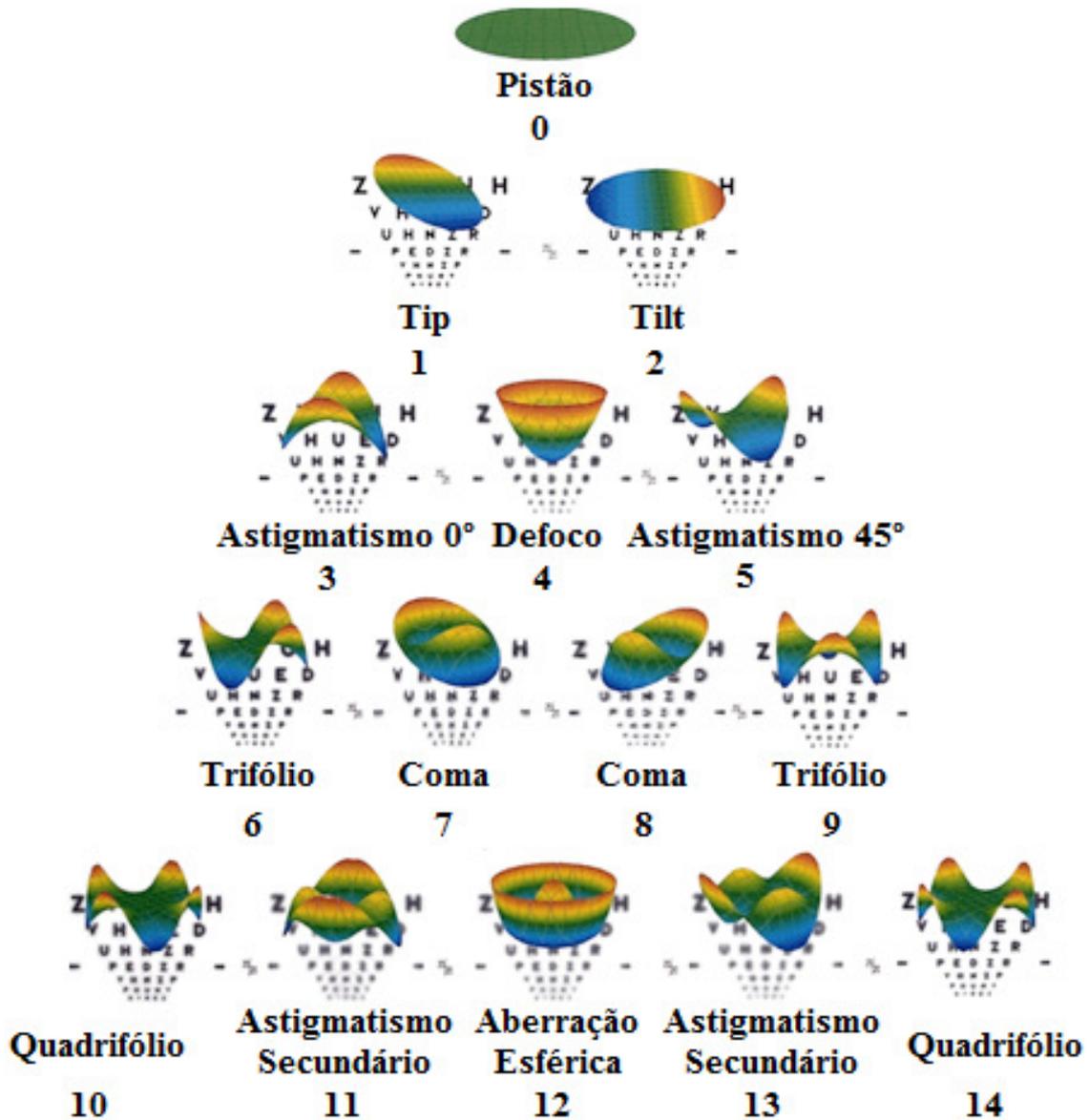


Figura 2.2. Ilustração dos quinze primeiros termos de Zernike.
 Fonte: <http://www.luiscornejo.com>

Como a maioria dos componentes ópticos tais como lentes e orifícios são circulares, logo se beneficiam de um conjunto de funções descritas em um círculo [1]. Os polinômios de Zernike são um conjunto de funções de base definidas em círculo unitário, com amplitudes limitadas pelo intervalo de -1 a 1 e, como são produtos de funções angulares e polinômios radiais, o modelo de coordenadas polares é utilizado em sua representação [1][39][40]. Como os polinômios formam uma base infinita, qualquer aberração $W(\theta, \rho)$ pode ser representada através dos seus termos, de acordo com a Equação (2.1).

$$W(\theta, \rho) = \sum_{i=0}^{\infty} C_i Z_i(\theta, \rho) \quad (2.1)$$

O número infinito de funções de base gera a impossibilidade de se reconstruir uma aberração a partir de todos os termos. Considerando ainda o esforço computacional, na prática é feito um truncamento na Equação (2.1), selecionando apenas um número de M termos que seja satisfatório para reconstruir a aberração. A escolha do número de termos para o truncamento está vinculada à resolução espectral da reconstrução, de modo que quanto mais termos forem utilizados para a reconstrução, melhor será a sua representação. Desta forma a Equação (2.1) se reduz a Equação (2.2):

$$W(\theta, \rho) = \sum_{i=0}^{M-1} C_i Z_i(\theta, \rho) \quad (2.2)$$

Os polinômios de Zernike são então definidos pela Equação (2.3) [1]:

$$Z_i(\theta, \rho) = Z_n^m(\theta, \rho) = \begin{cases} R_n^m(\rho) \cos(m\theta), & m > 0 \\ R_n^m(\rho) \sin(m\theta), & m < 0 \\ R_n^m(\rho), & m = 0 \end{cases} \quad (2.3)$$

Onde:

- n e m são inteiros e $n > 0$;
- n e m têm a mesma paridade (ou são pares ou ímpares);
- Para um dado n , m varia de $-n$ a n com passo igual a 2.
- θ e ρ são os parâmetros dos sistemas de coordenadas polares: ângulo e raio, respectivamente.

Os índices m e n podem ser associados a um único índice i e vice-versa para um dado número M de termos dos polinômios, através das Equações (2.4), (2.5) e (2.6) [41], onde *roundup* significa arredondamento para cima.

$$i = \frac{n(n+2) + m}{2} \quad (2.4)$$

$$n = \text{roundup} \left(\frac{-3 + \sqrt{9 + 8i}}{2} \right) \quad (2.5)$$

$$m = 2i - n(n+2) \quad (2.6)$$

A Tabela 2.2 apresenta a relação dos quinze primeiros índices dos Polinômios de Zernike:

Tabela 2.2. Relação dos quinze primeiros índices i com os índices n e m dos Polinômios de Zernike.

i	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
n	0	1	1	2	2	2	3	3	3	3	4	4	4	4	4
m	0	1	-1	-2	0	2	-3	-1	1	3	-4	-2	0	2	4

O termo radial presente na Equação (2.3) é dado por [1]:

$$R_n^m(\rho) = \sum_{s=0}^{(n-m)/2} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! [(n+m)/2 - s]! [(n-m)/2 - s]!} \rho^{n-2s} \quad (2.7)$$

2.3. Aberrações ópticas

As aberrações ópticas correspondem aos desvios que as frentes de onda apresentam em determinado ponto do trajeto óptico e são causadas pelos próprios componentes e/ou meios que foram atravessados pelo feixe [2][40]. As aberrações ópticas são causadas principalmente pela forma e pelas imperfeições da superfície do componente óptico sob teste (ex.: LIO), pela possível não homogeneidade e uniformidade do índice de refração do material, pela existência de defeitos no interior do componente óptico sob teste, pela eventual não-linearidade do material óptico, pela dispersão cromática no componente, e pela qualidade da interface entre o componente e o meio externo. Além destes fatores, as imprecisões inseridas pela aproximação paraxial em relação ao método da óptica física de ondas também são causas de aberrações ópticas. Esta aproximação é uma simplificação das equações completas de sistemas ópticos e é definida como: se um raio incidir em um componente óptico (ex.: lente) com um pequeno ângulo (θ) de inclinação em relação ao eixo óptico, o seno deste ângulo pode ser aproximado pelo próprio ângulo, medido em radianos⁷. A aproximação paraxial é muito utilizada na óptica Gaussiana e em softwares que realizam o traçado óptico de raios "Optical Ray Tracing Softwares" [42-44]. Ao analisar o comportamento de um sistema óptico através de traçados de raios exatos ou até mesmo de um ensaio

⁷ Se o ângulo θ for igual a 10° (0,17453 rad), o seu seno é igual a 0,17365. Logo, para um ângulo θ de 10° , o seu seno pode ser aproximado pelo próprio ângulo com erro de 0,5%. O erro de aproximação diminui à medida que o ângulo θ diminui.

experimental com protótipo, certamente surgirão inconsistências com a correspondente descrição paraxial [34]. As aberrações ópticas são divididas em dois grupos: aberrações monocromáticas e aberrações cromáticas [2]. Como o objetivo deste trabalho é mensurar a qualidade da refração das LIO's, todas as análises serão concentradas nas aberrações monocromáticas

Qualquer aberração óptica pode ser aproximada através de um somatório ponderado de termos de Zernike, em que a ponderação é o coeficiente de cada base. As aberrações de baixa ordem (pistão, *tip*, *tilt*, astigmatismo 0°, defoco e astigmatismo 45°) são descritas individualmente pelas suas respectivas bases de Zernike que estão apresentadas na Figura 2.2. O mesmo acontece com as demais aberrações que são chamadas de aberrações de alta ordem. As aberrações pistão, defoco e aberração esférica são aberrações simétricas à rotação em um eixo, ao passo as demais aberrações apresentadas na Figura 2.2 não. No contexto oftalmológico de LIO's, isto significa que as aberrações não simétricas inseridas pela LIO sofrerão variação caso haja rotação da LIO inserida no olho. Em LIO's, as aberrações mais importantes são defoco, que é responsável por fornecer poder esférico à lente e os astigmatismos a 0° e a 45°, que fornecem poder cilíndrico que é necessário para compensação do astigmatismo corneano. Todas as outras aberrações são prejudiciais e não desejáveis, pois são responsáveis por distorcer a imagem na retina, comprometendo a qualidade do ponto focal e conseqüentemente da visão. Dentre as aberrações não desejáveis, as aberrações mais significativas são a aberração esférica (certa dose é desejável para compensar a aberração esférica da córnea) e coma, que também estão apresentadas na Figura 2.2.

Como um sistema óptico sempre coleta uma porção da frente de onda incidente para formar uma imagem, sempre haverá difração: a luz sofrerá desvios de sua linha de propagação causando seu espalhamento no plano de imagem. O melhor *spot*⁸, do ponto de vista de tamanho mínimo e uniformidade, que uma lente perfeita com uma abertura circular é capaz de focalizar será sempre limitado pela difração da luz. A imagem deste *spot* é caracterizada pelo espalhamento da luz em torno de um pequeno círculo, chamado disco de Airy, que contém 84% da energia luminosa, cercado por anéis de intensidade decrescente quanto mais distante do centro do ponto de luz [34]. Mesmo que um sistema óptico seja livre de aberrações, a sua resolução será limitada pela difração, de modo que nenhum sistema óptico seja capaz de formar a imagem perfeita

⁸ Neste contexto a melhor tradução para *spot* seria ponto de luz.

de um ponto. Um sistema óptico cuja resolução é somente limitada pela difração é classificado como um sistema óptico no limite de difração. A Figura 2.3 apresenta um diagrama esquemático de uma lente focalizando um *spot* limitado pela difração. A difração é observada nas oscilações em torno do pico central do perfil de intensidade luminosa do *spot*, que se aproximam de uma função sinc^2 [1]. A Figura 2.3 também apresenta as resoluções angular (θ) e métrica (Δ) do sistema, onde f é a distância focal da lente.

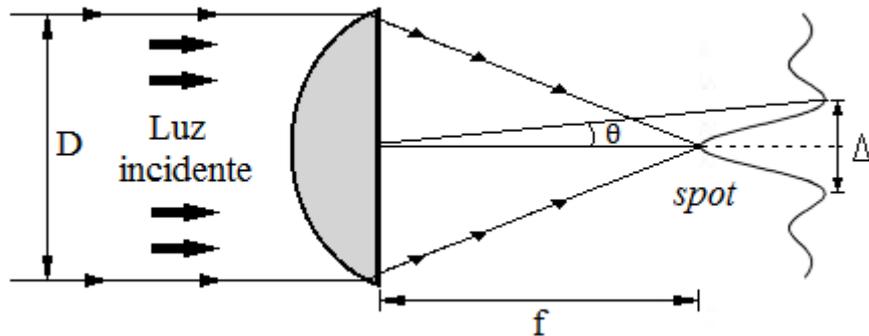


Figura 2.3. Diagrama esquemático de uma lente focalizando um *spot*, com a resolução limitada pela difração.

A resolução angular do sistema óptico, medida em radianos e limitada pelo padrão de difração de uma onda de comprimento λ passando por uma abertura de diâmetro D é definida por $\theta=1,22\lambda/D$. A sua resolução no domínio métrico, é definida por $\Delta=2,44f\lambda/D$. A Figura 2.4 mostra a distribuição de irradiância da imagem quando uma fonte pontual ilumina um sistema óptico livre de aberrações (a) e a imagem deste ponto obtida através deste sistema óptico (b). Os impactos das distorções causadas por algumas aberrações poderão ser visualizados, na Figura 2.6, na Figura 2.10 e na Figura 2.12.

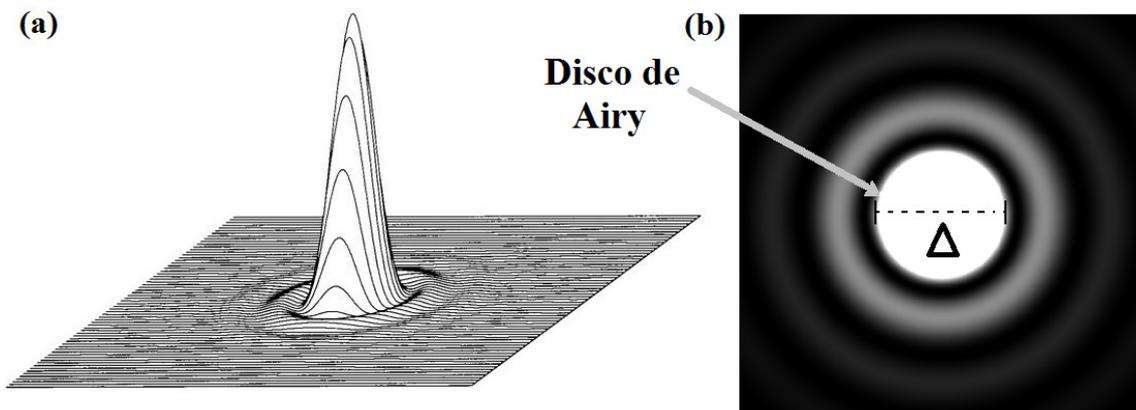


Figura 2.4. (a) Distribuição de irradiância da imagem de uma fonte pontual em um sistema livre de aberrações. (b) Imagem de um ponto (com resolução Δ) obtida a partir de um sistema óptico livre de aberrações.

2.3.1. Aberração esférica

A aberração esférica é uma aberração monocromática que ocorre no eixo óptico do componente, e possui simetria à rotação em torno deste eixo [2]. Ela corresponde a uma dependência do comprimento focal com raios incidentes na região não paraxial [34]. Em uma lente convergente, os raios marginais tenderão a ser focalizados antes dos raios paraxiais (aberração esférica positiva), como mostra a Figura 2.5. Já no caso de lentes divergentes, os raios marginais tenderão a ser focalizados atrás do foco paraxial (aberração esférica negativa).

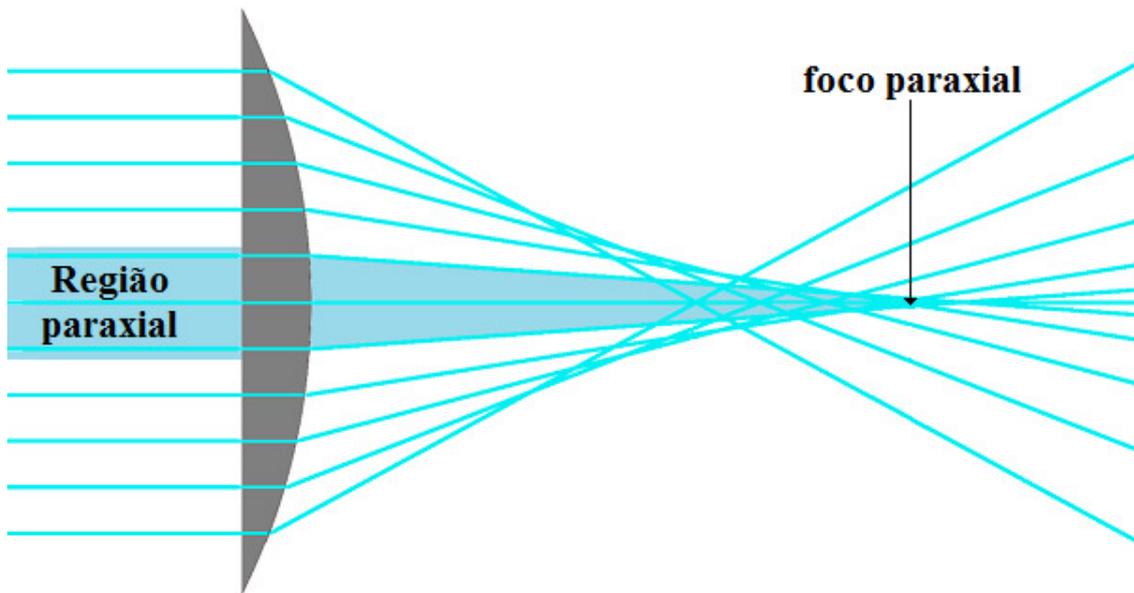


Figura 2.5. Aberração esférica em uma lente.

A aberração esférica depende da forma da lente, de modo que se a sua excentricidade for esférica (lente esférica), quanto maior a sua curvatura, maior será o seu poder dióptrico e conseqüentemente maior será a amplitude da aberração esférica. A aberração esférica é caracterizada pelo aumento da vergência (dioptrias) dos raios à medida que incidem mais afastados do eixo óptico em direção à região periférica da lente. Lentes esféricas introduzem aberração esférica em sistemas ópticos ao passo que lentes asféricas não. A Figura 2.6, retirada de [34], mostra a distribuição de irradiância da imagem quando uma fonte pontual ilumina um sistema óptico contendo apenas aberração esférica e a imagem deste ponto obtida através deste sistema óptico.

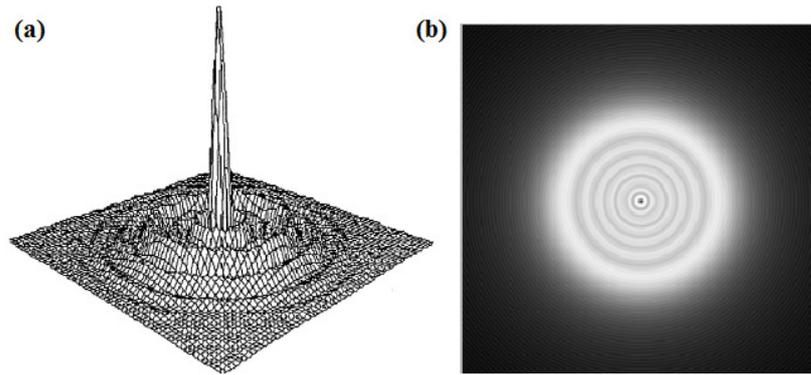


Figura 2.6. (a) *Distribuição de irradiância da imagem de uma fonte pontual em um sistema que possui apenas aberração esférica.* (b) *Imagem de um ponto obtida a partir de um sistema óptico com apenas aberração esférica.*

Comparando a Figura 2.6 (b) com a Figura 2.4 (b) se observa que houve perda da nitidez, espalhamento da imagem com surgimento de largos anéis concêntricos devido ao perfil de irradiância da imagem alterado que está apresentado na Figura 2.6 (a) em relação ao apresentado pela Figura 2.4 (a). Estas alterações são visualizadas como as oscilações em torno do pico central na imagem da Figura 2.6 (a) e são causadas pela aberração esférica.

2.3.2. Aberração esférica longitudinal (LSA)

A LSA (*longitudinal spherical aberration*) é uma função do raio da pupila em análise e é dada em dioptrias e representa a diferença da vergência entre o raio que incide no eixo óptico de uma lente com superfície esférica e o raio que incide a lente em um raio r . A Figura 2.7 apresenta um diagrama esquemático que permite a visualização destes parâmetros. Pela Figura 2.7 pode ser observado que os raios incidentes mais próximos ao eixo óptico convergem para um ponto focal mais próximo ao foco paraxial e à medida que o raio da pupila aumenta (na Figura 2.7 o raio da pupila está indicado por r_0, r_1, r_2), a vergência dos raios marginais também aumenta, devido à aberração esférica. Na Figura 2.7, a LSA está representada como a distância medida no eixo óptico entre o ponto de foco paraxial e o ponto focal de cada raio incidente ($LSA_{mm}(r)$). A Equação (2.8) fornece a diferença das vergências dos raios marginais em relação ao raio incidente sobre o eixo óptico (raio da pupila = 0). Algumas considerações devem ser feitas até que seja determinada a LSA sob a forma de $LSA_{mm}(r)$, que serão apresentadas a seguir.

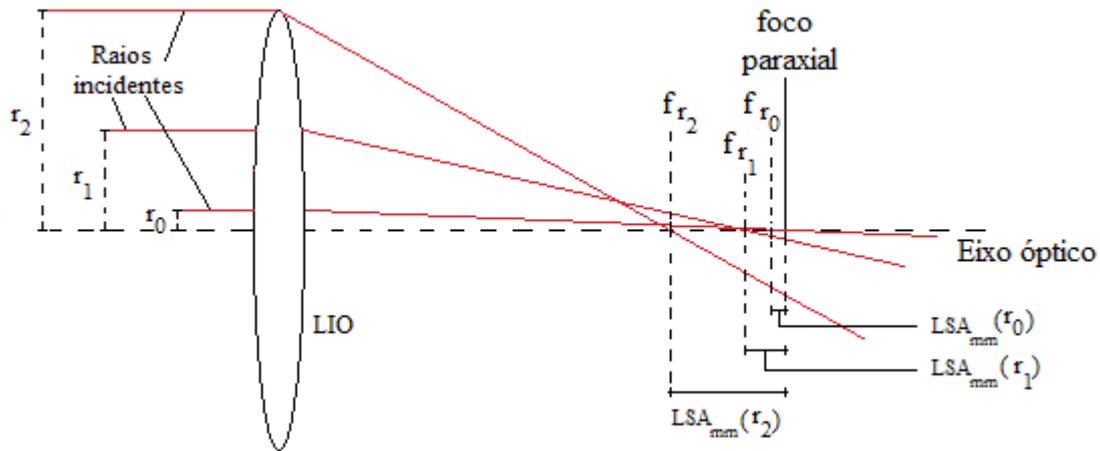


Figura 2.7. Diagrama esquemático da aberração esférica longitudinal em uma LIO em função do raio da pupila.

A vergência de um raio que incide em uma lente é dada pela Equação (2.8):

$$V(r) = \frac{1}{f_r} \quad (2.8)$$

Onde:

- $V(r)$ é a vergência do raio incidente em dioptrias;
- f_r é o ponto em que este raio irá convergir para o foco (na Figura 2.7 representado por f_{r1} , f_{r2} e f_{r3}).

A vergência de um raio incidente também pode ser dada pela Equação (2.9).

$$V(r) = \frac{\tan \theta}{r} \quad (2.9)$$

Onde:

- θ é o ângulo formado entre o raio incidente e o eixo óptico da lente;
- r é o raio da pupila em mm;

Na Seção 2.4.1 será mostrado pela Equação (2.25) que em coordenadas retangulares (X e Y), as inclinações da frente de onda aberrada são dadas por $\frac{dW}{dx}|_{(x_i, y_i)}$ e $\frac{dW}{dy}|_{(x_i, y_i)}$ e são iguais a $\tan \theta_{x_i}$ e $\tan \theta_{y_i}$, respectivamente. A Equação (2.25) pode ser reescrita em coordenadas polares como:

$$\frac{dW}{dr} = \tan \theta \quad (2.10)$$

Logo a vergência de um raio incidente em uma lente pode ser dada em função da inclinação da frente de onda aberrada, através da combinação das Equações (2.9) e (2.10):

$$V(r) = \frac{\frac{dW}{dr}}{r} \quad (2.11)$$

A base de Zernike que descreve a função de frente de onda (W_4^0) da aberração esférica para um raio da pupila (ρ) normalizado é dada pela Equação (2.12), onde C_4^0 é o coeficiente de Zernike de aberração esférica [39][45].

$$W_4^0(\rho) = (6\rho^4 - 6\rho^2 + 1) * \sqrt{5} * C_4^0 \quad (2.12)$$

Para obter a função de frente de onda descrita na Equação (2.12) que está na forma normalizada em função do raio da pupila real, utiliza-se a Equação (2.13) [45].

$$\rho = \frac{r}{r_{\max}} \quad (2.13)$$

Onde:

- r é o raio em qualquer um ponto de análise;
- r_{\max} é o raio máximo da pupila.

Combinando as Equações (2.12) e (2.13), obtém-se a Equação (2.14) [45]:

$$W_4^0(r) = \left[6 \left(\frac{r}{r_{\max}} \right)^4 - 6 \left(\frac{r}{r_{\max}} \right)^2 + 1 \right] * \sqrt{5} * C_4^0 \quad (2.14)$$

Calculando a primeira derivada da Equação (2.14), obtém-se [45]:

$$\frac{dW_4^0(r)}{dr} = \left[\left(\frac{24}{r_{\max}^4} \right) r^3 - \left(\frac{12}{r_{\max}^2} \right) r \right] * \sqrt{5} * C_4^0 \quad (2.15)$$

Combinando as Equações (2.11) e (2.15) obtém-se [45]:

$$V(r) = \frac{\frac{dW}{dr}}{r} = \left[\left(\frac{24}{r_{\max}^4} \right) r^2 - \left(\frac{12}{r_{\max}^2} \right) \right] * \sqrt{5} * C_4^0 \quad (2.16)$$

Sabendo que a LSA em dioptrias é a diferença da vergência de um raio r em análise e o raio que determina o foco paraxial r_0 , obtém-se [45]:

$$\begin{aligned} \text{LSA}(r) = V(r) - V(r_0) = & \left[\left(\frac{24}{r_{\max}^4} \right) r^2 - \left(\frac{12}{r_{\max}^2} \right) \right] * \sqrt{5} * C_4^0 - \\ & \left[\left(\frac{24}{r_{\max}^4} \right) r_0^2 - \left(\frac{12}{r_{\max}^2} \right) \right] * \sqrt{5} * C_4^0 \end{aligned} \quad (2.17)$$

Como $r_0 = 0$, a LSA em função do raio da pupila pode ser obtida a partir do termo de Zernike de aberração esférica C_4^0 através da Equação (2.18) [45]:

$$\text{LSA}(r) = \frac{24 * \sqrt{5} C_4^0}{r_{\max}^4} * r^2 \quad (2.18)$$

Onde:

- $\text{LSA}(r)$ é a aberração esférica longitudinal em dioptrias em função do raio da pupila;
- C_4^0 é o coeficiente de Zernike em μm ;
- r_{\max} é o raio máximo da pupila em mm;
- r é o raio da pupila em análise.

O fator $\sqrt{5}$ presente na Equação (2.18) é um fator de normalização do polinômio de Zernike referente à aberração esférica e deve ser utilizado quando o polinômio está sob a forma normalizada. Como o *FrontSurfer* fornece a amplitude do coeficiente, este fator deve ser removido da Equação (2.18).

$$\text{LSA}(r) = \frac{24 * C_4^0}{r_{\max}^4} * r^2 \quad (2.19)$$

A aberração esférica é uma característica inerente das lentes esféricas e uma superfície isenta de aberração esférica é chamada de superfície asférica, que possui formato hiperbólico. Para que uma lente esférica não apresentasse aberração esférica, a sua superfície deveria possuir a forma de uma hipérbole, com suavização do raio de curvatura na região marginal. A diferença observada entre a superfície esférica desta lente e esta superfície hiperbólica que ela deveria possuir é a aberração esférica, como mostra a Figura 2.8.

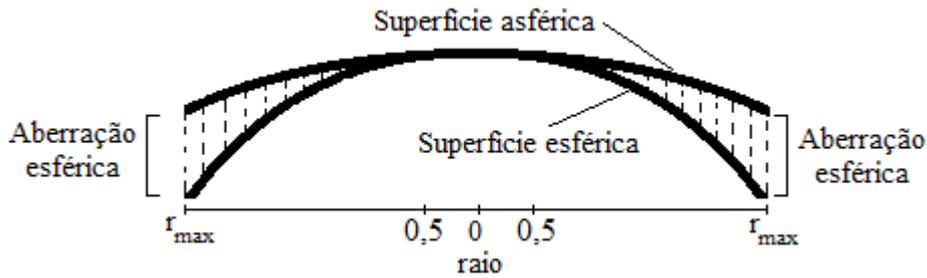


Figura 2.8. Aberração esférica e superfície asférica ideal.

2.3.3. Coma

Coma ou aberração comática é uma aberração monocromática que ocorre fora do eixo óptico do componente e sua origem é devido ao fato de que os planos ópticos principais são planos somente na região paraxial [2][34]. Eles são de fato superfícies curvas. Na ausência de aberração esférica os raios paralelos de um feixe irão se focalizar num ponto focal f_i . Contudo, os comprimentos focais e, portanto a magnificação transversal irão se diferenciar para os raios que atravessam a lente fora da região paraxial, como mostra a Figura 2.9, retirada de [34].

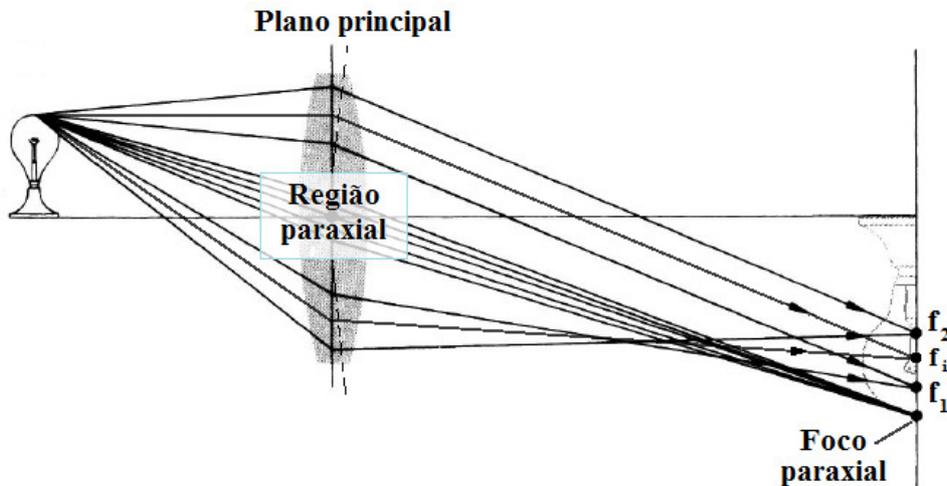


Figura 2.9. Sistema óptico apresentando coma.

A aberração comática será positiva se os pontos focais dos raios nas extremidades da lente estiverem abaixo do foco paraxial e negativa caso eles estejam acima. Pode ser observado que na Figura 2.9, a aberração comática é negativa. Assim como a aberração esférica, coma depende da forma da lente. Uma lente menisco côncava (que possui este formato: $\text{))$) possuirá grande componente de coma negativo. Variando a forma dessa lente, tornando-a plano-convexa ($\text{))$), depois biconvexa ($\text{))$), convexo-plana ($\text{))$) e finalmente menisco convexa ($\text{))$), a aberração comática mudará de negativa para zero e finalmente para positiva [34]. Quanto a sua forma, existem

algumas LIO's plano-convexas ou convexo-planas, porém a grande maioria das LIO's fabricadas atualmente possuem o formato biconvexo, que além de ser o formato natural do cristalino, resulta em menor degradação da imagem formada na retina, menor descentralização da LIO e menor opacificação da câmara posterior [18].

A Figura 2.10, retirada de [34], mostra a distribuição de irradiância da imagem quando uma fonte pontual ilumina um sistema óptico contendo apenas aberração comática e a imagem deste ponto obtida através deste sistema óptico.

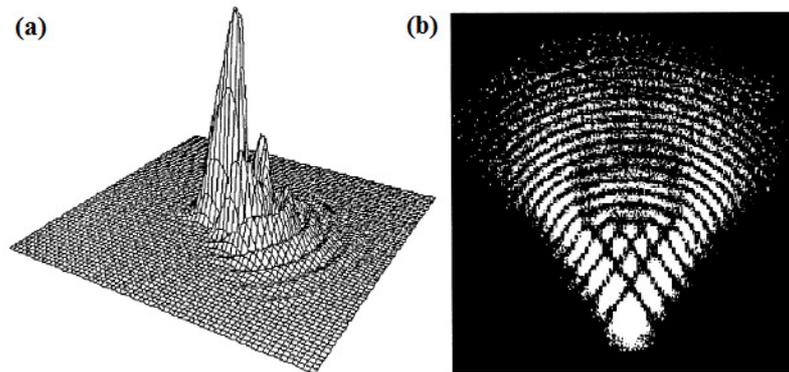


Figura 2.10. (a) *Distribuição de irradiância da imagem de uma fonte pontual em um sistema que possui apenas coma.* (b) *Imagem de um ponto obtida a partir de um sistema óptico contendo coma.*

Comparando a Figura 2.10 (b) com a Figura 2.4 (b), se observa que houve o espalhamento da imagem em uma direção, devido às demais elevações presentes a partir do pico central do perfil de irradiância apresentado na Figura 2.10 (a) em relação ao apresentado pela Figura 2.4 (a). Estas elevações causam o espalhamento do ponto e a perda da nitidez da imagem, conforme observado na Figura 2.10 (b), e são causadas pela aberração comática.

2.3.4. Astigmatismo

Astigmatismo é uma aberração monocromática que ocorre fora do eixo óptico do componente [2]. Em sistemas ópticos com astigmatismo os raios que se propagam em planos perpendiculares (meridional e sagital) possuem diferentes comprimentos focais. Caso seja utilizado um sistema óptico com astigmatismo para representar a imagem de uma fonte pontual, os raios pertencentes ao plano meridional e ao plano sagital serão focalizados em duas distâncias diferentes, fazendo com que a seção transversal do feixe não seja a imagem de um círculo, e sim de uma elipse [34], como mostra a Figura 2.11, retirada de [34].

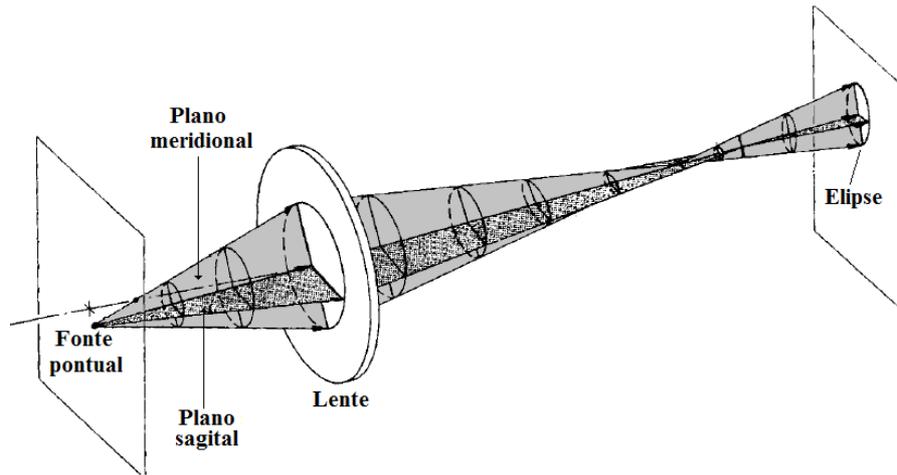


Figura 2.11. Sistema óptico com astigmatismo.

Para se corrigir o astigmatismo deve ser utilizada uma lente cilíndrica, pois esta possui curvaturas diferentes no plano meridional e no plano sagital. Em LIO's a combinação de uma componente cilíndrica com a componente dominante esférica é chamada superfície tórica, que é capaz de fornecer poder esférico e cilíndrico à lente, simultaneamente. O astigmatismo é sensível à rotação, podendo também ocorrer em outros planos paralelos ao eixo óptico da lente.

A Figura 2.12, retirada de [34], mostra a distribuição de irradiância da imagem quando uma fonte pontual ilumina um sistema óptico contendo apenas astigmatismo e a imagem deste ponto obtida através deste sistema óptico.

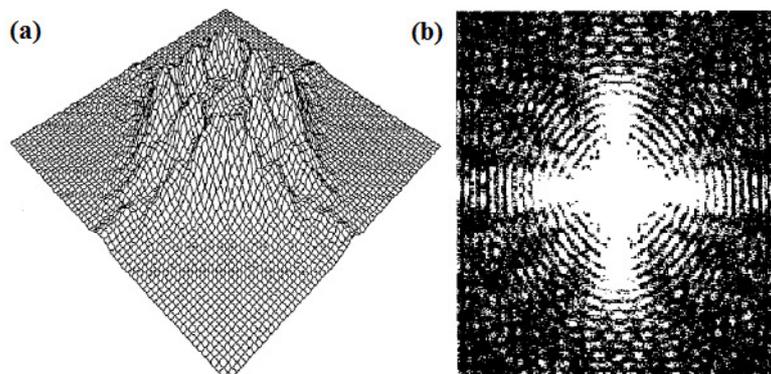


Figura 2.12. (a) Distribuição de irradiância da imagem de uma fonte pontual em um sistema que possui apenas astigmatismo. (b) Imagem de um ponto obtida por um sistema com apenas astigmatismo.

Comparando a Figura 2.12 (b) com a Figura 2.4 (b), se observa que a imagem possui a forma de uma cruz. Também se observa que houve espalhamento da imagem e perda da nitidez devido à influência do astigmatismo, que também está representada na Figura 2.12 (a), pelas elevações não simétricas em torno do centro da imagem. Estima-se que entre 15 e 29% dos pacientes submetidos à cirurgia de catarata possuem

astigmatismo com graus maiores ou iguais a 1,5D, sendo desejável que a LIO possua uma superfície tórica, para que apresente além do poder dióptrico esférico, poder dióptrico cilíndrico, capaz de corrigir o astigmatismo. Desta forma a LIO deve ser instalada em uma posição específica (o astigmatismo é sensível à rotação) para que sua componente de astigmatismo seja igual e contrária a componente que o paciente possui, fazendo com que a sua visão de um ponto seja semelhante à imagem apresentada pela Figura 2.4 (b).

2.3.5. PSF e MTF

A PSF é a imagem de um ponto formada por um sistema óptico. Se a PSF for a imagem de um único ponto, então o sistema óptico que formou esta imagem é um sistema perfeito. Porém, não existe nenhum sistema óptico capaz de formar a imagem de um ponto perfeito. Mesmo que as aberrações ópticas sejam corrigidas, a difração limitará a PSF. A PSF pode ser calculada se forem conhecidas: as aberrações da frente de onda, a transmissão do sistema óptico, a forma e o tamanho da abertura (pupila) e o comprimento de onda [46]. A PSF de um sistema óptico em coordenadas polares (θ, ρ) é definida pela Equação (2.20) [46-48]:

$$PSF(\theta, \rho) = \left| FT2 \left\{ P(\theta', \rho') * e^{-\frac{2j\pi}{\lambda} W(\theta', \rho')} \right\} \right|^2 \quad (2.20)$$

Onde:

- FT2 é a Transformada de Fourier em duas dimensões;
- $P(\theta', \rho')$ é a função da pupila [49] em coordenadas polares. Se a abertura for circular de raio ρ_0 , $P(\theta', \rho')$ será definida como: $P(\theta', \rho') = \begin{cases} 1, & 0 \leq \rho' \leq \rho_0 \\ 0, & \rho' > \rho_0 \end{cases}$;
- $W(\theta', \rho')$ é a função da frente de onda, descrita por um somatório ponderado de termos de Zernike. As equações que descrevem as aberrações ópticas individualmente em termos de Polinômios de Zernike estão apresentadas na Seção 2.2 deste trabalho;
- λ é o comprimento de onda do *laser*.

A OTF ("*optical transfer function*") que representa a medida real da nitidez da imagem que um sistema óptico é capaz de formar é calculada pela Transformada de Fourier em duas dimensões da PSF como mostra a Equação (2.21) [47]:

$$OTF(\xi,\eta)=FT2\{PSF(\theta,\rho)\} \quad (2.21)$$

A OTF é definida em duas dimensões e em função das frequências espaciais ξ e η , que são comumente medidas em ciclos por grau, ciclos por radianos e ciclos por unidade de comprimento, que também podem ser chamados de pares de linhas (ou *line pairs*) por unidade de comprimento. A MTF é definida como a magnitude da OTF normalizada, como mostra a Equação (2.22) [47][48]:

$$MTF(\xi,\eta)=\|OTF(\xi,\eta)\| \quad (2.22)$$

A MTF pode ser analisada tanto em duas dimensões (imagem) como em uma dimensão (curva). Para analisar a MTF em uma dimensão ($MTF(\xi,0)$ ou $MTF(0,\eta)$) considera-se uma porção da imagem da MTF (duas dimensões), tomada em uma única direção (X ou Y). Considerando apenas a linha central da imagem da MTF, determina-se a MTF na direção X. A MTF na direção Y é obtida a partir da coluna central da imagem da MTF.

Em uma dimensão, a MTF é a curva que relaciona o contraste da imagem em função da frequência espacial. Esta curva possui valor inicial igual a 1, na frequência espacial igual a 0, onde o contraste é igual a 100%. Com o aumento da frequência, a curva decai e atinge o valor 0 [50]. A frequência que determina o contraste igual a 0% é chamada de frequência de corte e é definida pela Equação (2.23) [48][51]:

$$\xi_c = \frac{D}{\lambda f} \quad (2.23)$$

Onde:

- D é o diâmetro da pupila. Neste trabalho D é o diâmetro de decomposição fornecido pelo *FrontSurfer* (ver Figura 3.7);
- λ é o comprimento de onda do *laser*;
- f é a distância focal da lente sob teste;
- ξ_c é a frequência de corte.

Se D, λ e f forem dados em milímetros, ξ_c será calculado em pares de linhas por milímetro (lp/mm).

A curva da MTF de um sistema ideal, limitado apenas por difração e com abertura circular é calculada pela Equação (2.24) [48][51]:

$$MTF(\xi) = \frac{2}{\pi} \left\{ \cos^{-1} \left(\frac{\xi}{\xi_c} \right) - \left(\frac{\xi}{\xi_c} \right) \left[1 - \left(\frac{\xi}{\xi_c} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \right\} \quad (2.24)$$

A Equação (2.24) somente é válida para $\xi < \xi_c$ e $MTF(\xi_c) = 0$.

A Figura 2.13 apresenta a imagem e as curvas da MTF de uma LIO ideal, em que as escalas de cores representam o nível das curvas de contorno apresentadas na imagem, que são os níveis de contraste em função da frequência espacial. A MTF máxima da LIO ocorre no ponto central e à medida que se desloca para as extremidades da imagem a partir do ponto central (aumento da frequência espacial), a MTF diminui, indicando que o contraste da imagem diminui nas altas frequências espaciais. A imagem possui simetria ao eixo óptico, pois não existem aberrações, isto é, $W(\theta', \rho') = 0$. As curvas da MTF em X e em Y estão sobrepostas e existe uma pequena diferença entre estas curvas e a curva ideal. Esta diferença se deve a arredondamentos nos cálculos obtidos a partir de dois caminhos diferentes. A curva da MTF ideal foi obtida pela Equação (2.24) e as curvas de MTF em X e em Y foram obtidas pelas Equações (2.20), (2.21) e (2.22) com $W(\theta', \rho') = 0$.

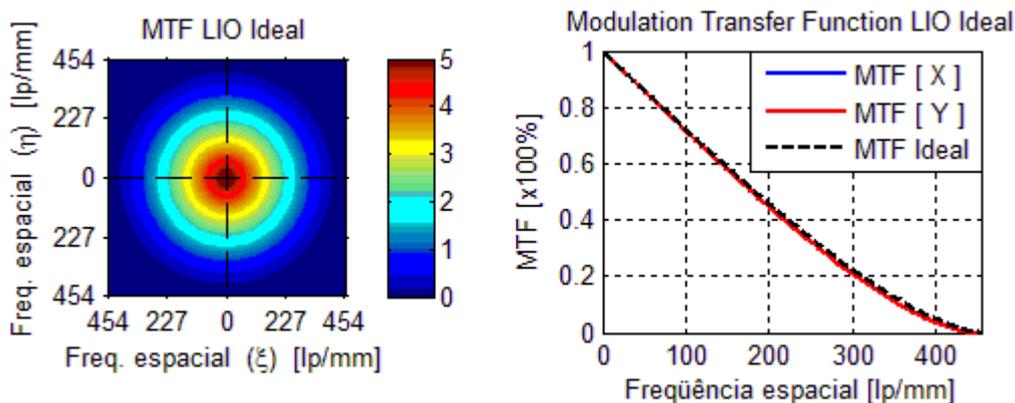


Figura 2.13. Imagem [E] e gráfico da MTF [D] de uma LIO ideal.

Curvas de MTF medidas do olho humano em função de pupilas com diferentes tamanhos são encontradas em [52].

2.4. Sensor de frentes de onda do tipo Hartmann-Shack

Em 1953, o astrônomo Horace Babcock concebeu a óptica adaptativa, que logo se difundiu com o surgimento dos primeiros equipamentos de alto custo para aplicações

militares [53]. Considerada um dos maiores avanços na óptica em imagens dos últimos vinte anos, a óptica adaptativa é uma tecnologia utilizada para reduzir os efeitos de distorções de frentes de onda (aberrações). Um sistema óptico adaptativo consiste em um sensor de frentes de onda (detector), um algoritmo de controle (processador) e um elemento corretor [54][55]. Um importante sensor de frentes de onda é o sensor do tipo Hartmann-Shack [1][10][11]. O sensor de frentes de onda do tipo Hartmann-Shack foi desenvolvido no final da década de 60, devido à necessidade da Força Aérea norte-americana de melhorar as imagens da Terra obtidas por satélites.

A técnica de Hartmann-Shack é uma evolução da técnica de Hartmann, que neste mesmo período já era utilizada em pesquisas envolvendo astronomia. O Dr. Aden Meinel, que era astrônomo e diretor do centro de ciências ópticas da Universidade do Arizona já utilizava o teste padrão de Hartmann com o objetivo de melhorar as imagens obtidas por um grande telescópio [56].

2.4.1. Teste de Hartmann

O teste de Hartmann é uma técnica que utiliza uma única máscara opaca com um arranjo de orifícios posicionada a uma distância D de um sensor de imagens também chamado de detector de imagens (CCD ou CMOS), de modo que uma frente de onda ao atingir a máscara seja amostrada em tantos pontos quanto o número de orifícios que a máscara possui, sendo a posição de cada ponto proporcional à inclinação local da frente de onda [1][11].

A Figura 2.14 retirada de [1] ilustra o comportamento de um sensor de frentes de onda do tipo Hartmann em quatro situações diferentes. Na Figura 2.14 (a), o feixe que se propaga é perfeitamente colimado, isto é, com frentes de ondas planas ou raios paralelos. Desta maneira, os centróides [1][57][58] dos *spots* no detector compartilham as mesmas coordenadas X e Y do centro de seus respectivos orifícios na máscara. Na Figura 2.14 (b), (c) e (d), observa-se que as coordenadas não são as mesmas, havendo certo deslocamento entre a posição dos centróides dos *spots* e os centros de seus respectivos orifícios, que é proporcional à inclinação local da frente de onda que atinge a máscara de Hartmann.

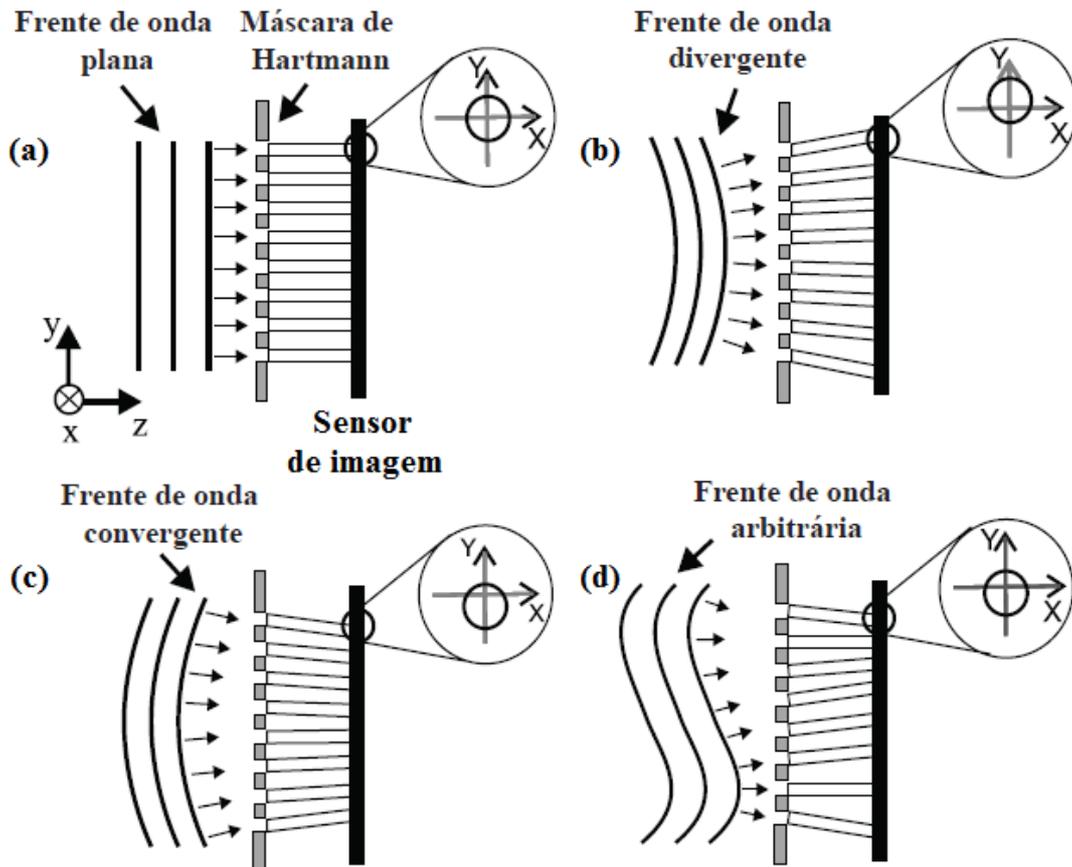


Figura 2.14. Vista em corte de um sensor de frentes de onda do tipo Hartmann em que se observam os deslocamentos entre o centróide dos spots em relação a incidência de diferentes frentes de onda.

O deslocamento na direção Y de uma frente de onda aberrada é apresentado no diagrama esquemático da Figura 2.15 retirada de [1] para um único orifício da máscara, em relação a uma frente de onda plana como referência.

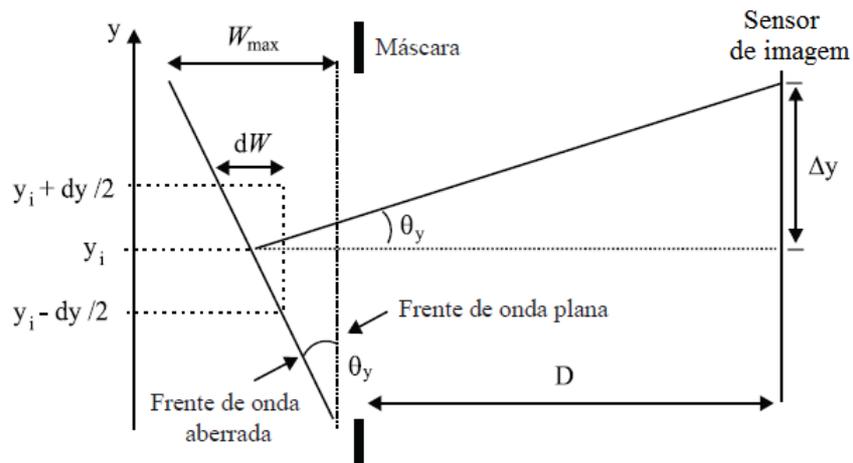


Figura 2.15. Ilustração de um orifício da máscara apresentando o deslocamento proporcionado por um raio transmitido por uma frente de onda aberrada.

Pela Figura 2.15 pode ser observado que os raios projetados da frente de onda aberrada apresentam deslocamento Δy em relação aos raios projetados de uma frente de onda

plana adotada como referência. Conhecendo a distância D e os deslocamentos Δy e Δx detectados pelo sensor de frentes de onda, as inclinações da frente de onda aberrada podem ser determinadas pela Equação (2.25) [1][11]:

$$\left. \frac{dW}{dx} \right|_{(x_i, y_i)} = \tan \theta_{x_i} = \frac{\Delta x_i}{D}, \quad \left. \frac{dW}{dy} \right|_{(x_i, y_i)} = \tan \theta_{y_i} = \frac{\Delta y_i}{D} \quad (2.25)$$

Onde $W(x_i, y_i)$ corresponde à função de aberração da frente de onda incidente, definida em cada ponto (x_i, y_i) , que são as coordenadas dos orifícios da máscara, onde $D \gg W_{\max}$, e W_{\max} é a maior amplitude da aberração no orifício.

Outras técnicas para obtenção de frentes de onda sejam elas por interferometria, irradiância ou geométricas [1][11], possuem diversas limitações, como montagem complexa, obstrução do feixe ou uso de muitas partes móveis. O teste de Hartmann é computacionalmente menos exigente que as demais opções, além de apresentar montagem mais simples e sem partes móveis.

2.4.2. Técnica de Hartmann-Shack

O Dr. Roland Shack estava envolvido no projeto da Força Aérea norte-americana e logo chegou à conclusão de que a melhor solução seria substituir os orifícios da máscara por um arranjo de microlentes na forma de uma matriz e posicionar o sensor de imagem a uma distância da matriz igual a distancia focal das microlentes. O uso das microlentes é vantajoso, pois sua pequena distância focal permite uma maior compactação do conjunto do sensor de frentes de onda e melhora a definição dos *spots*, já que o feixe incidente é concentrado no foco de cada microlente, cujo perfil de intensidade se aproxima de uma função sinc^2 [1] não havendo a necessidade de um estudo do perfil difração para determinação da melhor distância entre o sensor e a máscara, como ocorre no teste de Hartmann.

O Dr. Ben Platt que era outro pesquisador envolvido no projeto, passou a ajudar Shack na confecção das microlentes, em um processo muito artesanal que era feito em sua própria cozinha [56]. A Figura 2.16 mostra um diagrama esquemático de um sensor de frentes de onda do tipo Hartmann-Shack.

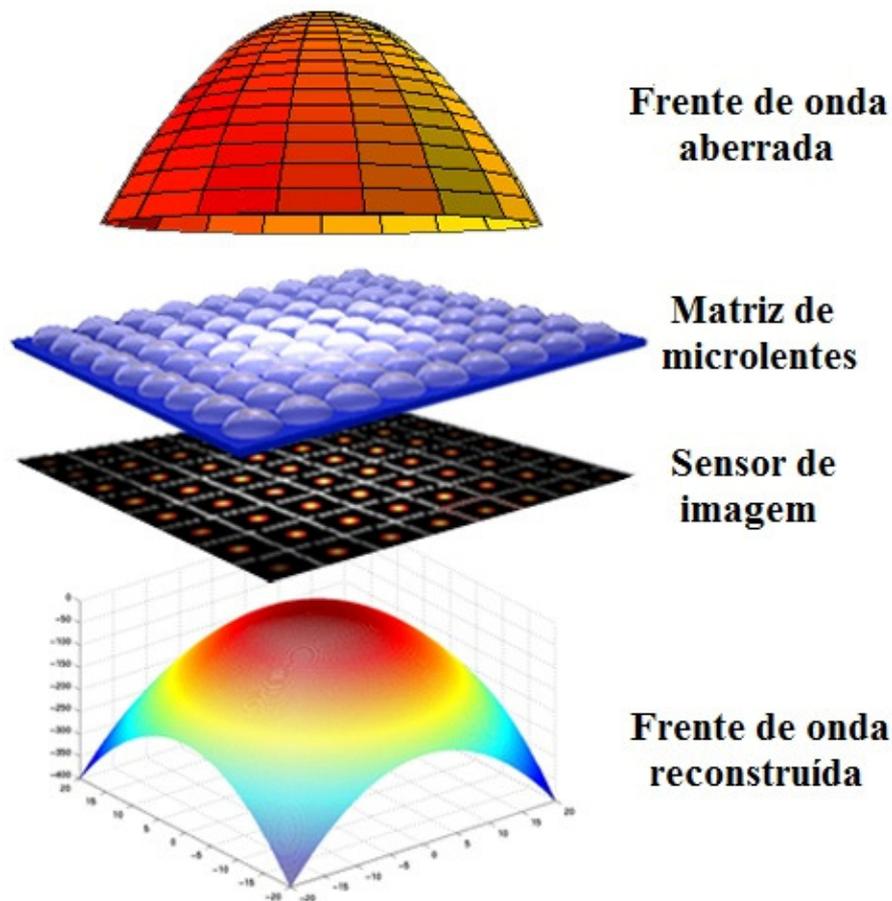


Figura 2.16. Diagrama esquemático de um sensor de frentes de onda.

As Forças Armadas norte-americanas começaram a utilizar sensores de frentes de onda do tipo Hartmann-Shack para testes de *lasers* em 1974 e no início da década de 80 em sistemas ópticos adaptativos. Na oftalmologia também se alcançou um importante marco com o uso da técnica de Hartmann-Shack quando David Williams mediu pela primeira vez as aberrações ópticas no olho humano [56].

2.5. Caracterização de LIO's

A caracterização de uma LIO consiste em descrever qual é a sua topologia e conseqüentemente quais são as aberrações ópticas que ela impõe, bem como quantificá-las através de uma base ortogonal constituída por Polinômios de Zernike. Em LIO's é de extrema importância caracterizar as componentes esféricas e cilíndricas que são determinadas pelos termos de Zernike defoco e astigmatismo, respectivamente. Estes dois termos são intencionais e desejáveis, sendo o segundo presente em lentes tóricas.

Defoco é responsável por fornecer poder óptico à lente e astigmatismo é necessário para se compensar o astigmatismo corneano em córneas que exibam grau astigmático significativo (maior que 1,5D). Enquanto estes dois termos são necessários em LIO's, outros termos são indesejáveis e considerados aberrações ópticas. Certa dose de aberração esférica também é desejável para compensar a aberração esférica da córnea, porém se a sua amplitude for elevada, causará redução da qualidade do ponto focal e conseqüentemente da imagem.

Nas especificações de LIO's, encontram-se suas faixas de dioptrias de poder esférico (defoco) e cilíndrico (astigmatismo) e suas dimensões, mas não as aberrações que ela impõe em termos de Polinômios de Zernike, como a aberração esférica. Seria conveniente que elas pudessem ser assim caracterizadas para fornecer especificações mais abrangentes da LIO a ser inserida no olho de um paciente, para que não haja redução da sua acuidade visual⁹, causada por aberrações oriundas da própria LIO devido à sobreposição de aberrações à topologia esférica (defoco) comprometendo assim a imagem formada na retina. Existem diversos tipos de LIO e cada um é utilizado para atender diferentes objetivos. Apenas as LIO's tóricas são capazes de corrigir astigmatismo corneano, sendo necessária, sobretudo a caracterização da componente cilíndrica nestas LIO's.

As lentes esféricas são lentes que inerentemente introduzem aberração esférica, que é significativa aumentando a importância da sua caracterização neste tipo de LIO, enquanto as lentes asféricas não tóricas minimizam a aberração esférica.

A topologia de uma LIO ideal não é esférica e sim uma superfície hiperbólica, pois o índice de refração da LIO é maior que aqueles dos meios que a circundam: humores aquoso e vítreo, com excentricidade positiva e maior que 1.

Caracterização de termos de alta ordem é importante, sobretudo em lentes asféricas. Como os termos de Zernike descrevem a topologia da LIO, neste caso, por ser uma superfície mais complexa (que não pode ser descrita somente por defoco e astigmatismo), pode ser necessário que se valha de um somatório ponderado de termos de baixa e alta ordem para descrever corretamente a superfície asférica desejada.

⁹ Acuidade visual é o grau de aptidão do olho, que mede a capacidade de distinguir a forma e o contorno dos objetos. Ela é medida através de um teste em que se mostram letras de diferentes tamanhos (Tabela de Snellen) a uma distância padrão do olho, geralmente a 20 pés (6 metros). A acuidade é medida por dois números (por exemplo: 20/40). O primeiro número representa a distância de teste em pés entre o quadro de letras e o paciente, e o segundo representa a fileira de menor tamanho das letras que o olho do paciente pode ler. 20/20 é uma visão normal; 20/60 indica que o olho do paciente pode apenas ler letras suficientemente grandes a uma distância de 20 pés, o que um olho normal poderia ler numa distância de 60 pés.

2.6. Equipamentos comerciais para caracterização de LIO's

Nesta seção serão apresentados três equipamentos comerciais utilizados para caracterização de LIO's e algumas de suas especificações técnicas como faixa de operação, precisão e frequência de operação, resolução e repetibilidade. Embora em suas especificações constem bons resultados, todos estes equipamentos são de custo muito elevado.

2.6.1. IOLA

O equipamento comercial IOLA (*intraocular lens analyser*) foi desenvolvido pela empresa israelense Rotlex com a finalidade de medir LIO's de acordo com as normas ANSI [9] e ISO 11979-2 [59], em solução salina simulando as condições do olho humano. No olho humano, os meios que circundam a LIO são o humor aquoso e o humor vítreo (ver Figura 2.1). Embora o IOLA reporte os resultados de suas medições da LIO como se já estivesse inserida no olho, ele possibilita medidas tanto em ambiente seco quanto em ambiente úmido. Quando são realizadas medidas em ambiente seco, o meio que circunda a LIO é o ar. Nesse modo, as medidas obtidas para a LIO inserida no meio ar são convertidas para o meio olho, através de cálculos que serão mostrados no Capítulo 4 deste trabalho. Quando as medidas são feitas em ambiente úmido, a medição ocorre com as LIO's inseridas em uma cubeta contendo solução salina. Neste modo, os resultados obtidos já são como se a LIO estivesse inserida no olho, entre o humor aquoso e o humor vítreo, não havendo necessidade de conversão numérica. O IOLA, cujo princípio de funcionamento é baseado em efeito Moiré é um equipamento automatizado, que dispensa intervenções do operador nas medidas e não requer nenhum tipo de equipamento auxiliar para isolamento de vibrações [4]. A Figura 2.17 apresenta uma foto do IOLA.

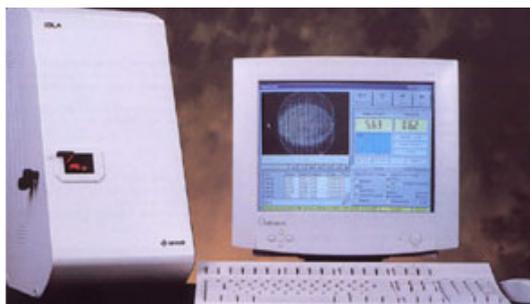


Figura 2.17. Foto do equipamento comercial IOLA.
Fonte: <http://www.rotlex.com/Iola.asp>

O IOLA custa aproximadamente US\$20.000,00 (preço FOB¹⁰) e apresenta as seguintes especificações técnicas [4]:

- Precisão: superior a 0,1D;
- Faixa de operação: -10D a 40D;
- Área da medição: 3mm;
- Tempo de medida: 12s (5s no modo rápido) para lentes esféricas;
- Emite relatório final contendo gráficos e o MTF.

Já é disponível no mercado uma versão melhorada do IOLA chamada IOLA Plus que possui as seguintes especificações técnicas:

- Faixa de operação: -125D a +165D;
- Resolução: 0,01D;
- Precisão: 0,2%;
- Repetibilidade: 0,04D (99%);
- Reprodutibilidade: 0,04D (99%);
- Poder cilíndrico: até 10D;
- Tempo de medida: 4s;
- Tensão de alimentação: 12V DC;
- Sistema operacional: Windows 2000 / XP;
- Computador: Pentium IV 2,6GHz ou superior.

2.6.2. CrystalWave

O CrystalWave é um aberrômetro de precisão para LIO's desenvolvido pela empresa norte-americana AMO Wavefront Sciences que utiliza um sensor de frentes de onda do tipo Hartmann-Shack para medir comprimentos focais, frentes de onda e MTF. O CrystalWave também possui uma câmera com iluminação permitindo a inspeção visual de características e defeitos nas LIO's sob teste que podem ser medidas em ambiente seco ou aquoso simulando as condições naturais do olho humano. O uso deste equipamento depende de alinhamento feito por usuário e como resultado, pode fornecer

¹⁰ O preço FOB (*free on board*) corresponde ao preço de venda da mercadoria acrescido de todas as despesas que o exportador faz até colocá-la a bordo. A partir desse ponto, a responsabilidade do produto é do comprador, que ainda terá que pagar todas as taxas e impostos de importação que serão acrescidos ao preço FOB.

dados de saída como aberração esférica e coma em termos de Polinômios de Zernike [5]. A Figura 2.18 apresenta uma foto do CrystalWave.



Figura 2.18. Foto do equipamento comercial CrystalWave.
Fonte: <http://www.wavefrontsciences.com/crystalwave.htm>

O CrystalWave custa aproximadamente US\$65.000,00 (preço FOB) e possui as seguintes especificações técnicas do sensor de frentes de onda padrão utilizado [5]:

- Matriz de microlentes quadrada com 101x101 microlentes;
- Área da medição: 7,4 x 7,4mm;
- Resolução espacial: 0,072mm;
- Faixa de medição esférica: 7D a 80D ;
- Faixa de medição cilíndrica: 6D para um diâmetro de análise de 6mm;
- Eixo de translação na direção X e Y para alinhamento da LIO.

O CrystalWave possui as seguintes especificações técnicas do equipamento padrão [5]:

- Comprimento de onda: 525nm;
- Computador Dell com tela de 17 polegadas;
- Precisão: 0,15 na faixa de 6D a 40D;
- Repetibilidade: 0,05D;
- Precisão para aberração esférica: 0,004 μ m;
- Repetibilidade para aberração esférica: 0,002 μ m.

2.6.3. WaveMaster IOL

O WaveMaster IOL é um equipamento desenvolvido pela empresa alemã Trioptics Optical Test Instruments que permite análises completas de LIO's monofocais

e multifocais, fornecendo resultados como aberrações de alta e baixa ordem, MTF e comprimento focal efetivo. Este instrumento é composto por um sensor de frentes de onda do tipo Hartmann-Shack e um sensor de imagens do tipo CCD, e permite a medição de lentes no ar ou em meio aquoso simulando as condições ópticas do olho humano [6]. A Figura 2.19 apresenta uma foto do WaveMaster IOL.



Figura 2.19. Foto do equipamento comercial WaveMaster IOL.
Fonte: http://mf-testing.com/pdfs/Wavemaster_IOL_E_2010_web.pdf

O WaveMaster IOL custa aproximadamente US\$52.000,00 (preço FOB) e é um equipamento automatizado que dispensa etapa de alinhamento manual das lentes sob teste e possui as seguintes especificações técnicas [6]:

- Diâmetro da abertura: 0,5mm a 15 x 15mm;
- Número de microlentes da matriz: 140 x 140;
- Faixa de operação: -100D a +100D;
- Precisão: 0,1 a 0,3%;
- Resolução: 0,01D;
- Resolução lateral: 20 μ m para uma abertura de 3mm;
- Precisão no cálculo do MTF: 2% MTF;
- Erro RMS para medições de frentes de onda absoluta ou com referência: $<\lambda/20$ e $\lambda/50$;

- Tempo de medição: 5s;
- Comprimento de onda: $546\pm 10\text{nm}$;
- Abertura numérica da fonte pontual de luz: até 0,95;
- Precisão no comprimento focal: $1,5\mu\text{m}$;
- Frequência de operação: até 16Hz.

A empresa Trioptics Optical Test Instruments também desenvolveu o equipamento OptiSpheric que é um instrumento utilizado para análise de diversos componentes ópticos como lentes em geral, LIO's e matrizes de microlentes [7]. O Optispheric não fornece resultados tão abrangentes das medidas das LIO's como o WaveMaster IOL. Este equipamento que custa aproximadamente US\$34.000,00 (preço FOB) não apresenta como resultados o mapa e a superfície das frentes de onda e os coeficientes das funções de aberração de Zernike.

3. Materiais e Métodos

Neste capítulo será discutido o desenvolvimento deste trabalho, desde a seleção dos materiais utilizados na montagem e alinhamento da mesa óptica até a metodologia proposta para caracterização de LIO's. Para realizar a caracterização será utilizada uma câmera CCD com uma matriz de microlentes acoplada, formando um sensor de frentes de onda do tipo Hartmann-Shack. A câmera CCD tem o objetivo de gerar uma imagem (dos pontos luminosos resultantes de um feixe amostrado pela matriz de microlentes) e fornecê-la ao *FrontSurfer* que é um software capaz de reconstruir a frente de onda e calcular os valores das amplitudes dos termos de Zernike, a partir da imagem com o padrão de pontos de luz capturada pela câmera.

Será apresentada primeiramente uma descrição do *software FrontSurfer* que foi a ferramenta utilizada para análise de frentes de onda neste trabalho, juntamente com o procedimento e os parâmetros envolvidos para calibração de câmeras a serem utilizadas como sensores de frentes de onda, o alinhamento do sistema em tempo real, a reconstrução da frentes de onda e finalmente o relatório final da medição.

Também foi desenvolvido um procedimento para determinação de parâmetros de calibração de câmeras utilizadas como sensores de frente de onda do tipo Hartmann-Shack com o objetivo de comparar seus resultados aos obtidos na calibração utilizando o *software FrontSurfer*.

Também será apresentada a norma ANSI Z8030 [9] que é a base para o desenvolvimento do método para caracterização de LIO's contido neste trabalho.

3.1. Descrição do *software FrontSurfer*

O *FrontSurfer* é um *software* de análise e correção de frentes de onda em tempo real, desenvolvido pela *OKO Technologies / Flexible Optical B.V.* em Julho de 2003 na cidade de Delft, Holanda, cuja versão utilizada neste trabalho é a 1.3.5. Seu funcionamento é baseado em processamento de imagens sendo capaz de apresentar em tempo real as aberrações de baixa ordem (*tip*, *tilt*, defoco, coma e astigmatismo), e possibilitar alinhamento instantâneo de sistemas ópticos.

O funcionamento do *FrontSurfer* é baseado na comparação entre duas imagens amostradas, chamadas de imagem principal e imagem de referência. Estas imagens,

também conhecidas como Hartmogramas ou padrões de Hartmann, são imagens em escala de cinza obtidas a partir da incidência de um feixe de *laser* em um sensor de frentes de onda composto por uma câmera e uma máscara de Hartmann ou uma matriz de microlentes. Caso seja utilizada uma matriz quadrada com 36 microlentes, a imagem resultante da incidência de um feixe de *laser* perfeitamente colimado (com frentes de ondas planas e paralelas) terá como característica um fundo escuro com 36 pontos claros arranjados e espaçados de acordo com a geometria da matriz (quadrada).

A reconstrução da frente de onda é resultante da medida relativa entre a imagem principal em relação à imagem de referência. As imagens podem ser oriundas de duas fontes diferentes. A primeira fonte é a própria câmera, que as adquire em tempo real. A segunda fonte é um arquivo em disco em formato (.bmp ou .pgm), que contem uma imagem adquirida anteriormente pela câmera.

O *FrontSurfer* opera com a imagem de referência em dois modos diferentes. No primeiro modo, a imagem de referência é obtida a partir de uma imagem contida num arquivo em formato (.bmp ou .pgm) ou pela própria câmera em tempo real. No segundo modo, a imagem de referência é automaticamente gerada a partir de características geométricas da matriz de microlentes previamente fornecidas para o *software*. Neste modo a referência é chamada referência absoluta. Os dados fornecidos para a geração da referência absoluta são a forma geométrica (ortogonal ou hexagonal) da matriz de microlentes (Hartmann-Shack) ou da máscara de Hartmann, o número de microlentes (Hartmann-Shack) ou número de orifícios (máscara de Hartmann), e a distância em milímetros entre os centros das microlentes ou dos orifícios adjacentes, denominado passo ou *pitch* da matriz. Com esses dados o *software* é capaz de gerar uma matriz de referência absoluta, perfeitamente alinhada com a imagem principal, ou seja, as amplitudes das aberrações *tip* e *tilt* são nulas quando esse modo é selecionado. Para realizar medidas de frentes de onda, é necessário que haja um circuito óptico adequado e uma desvantagem de se utilizar o modo de referência absoluta é que todas as aberrações presentes no circuito óptico são inseridas na medida. Isto não acontece quando se utiliza uma imagem como referência, pois desta forma será considerada a aberração relativa entre a imagem principal e a de referência, fazendo com que as aberrações oriundas do circuito óptico não sejam consideradas na medida final.

3.1.1. Procedimento para calibração da câmera para ser utilizada como sensor de frentes de onda

O *FrontSurfer* possibilita calibração de câmeras a serem utilizadas como sensores de frente de onda através de um procedimento que consiste na obtenção de duas imagens produzidas por uma fonte pontual de luz que consiste em um feixe de *laser* incidindo em um *pinhole*¹¹, a partir do qual uma frente de onda esférica se propaga. As imagens devem ser obtidas com o conjunto (câmera e matriz de microlentes) situado a duas diferentes distâncias da fonte pontual de luz. As distâncias para obtenção de cada imagem devem ser diferentes para que haja diferença nos raios de curvatura da frente de onda referente ao feixe. Quanto maior a distância entre a fonte pontual e a câmera, maior será o raio de curvatura da frente de onda referente ao feixe.

Para o correto funcionamento do procedimento de calibração do *FrontSurfer* são necessários quatro parâmetros de entrada:

1. Geometria da matriz (hexagonal ou ortogonal). Neste trabalho a matriz de microlentes utilizada possui geometria hexagonal.
2. *Reference grid order*: número de microlentes (Hartmann-Shack) ou de orifícios (máscara de Hartmann) presentes nas arestas da matriz. De posse da forma geométrica da matriz e do número de microlentes ou orifícios presentes em suas arestas, o *software* calcula o número total de microlentes ou orifícios que a matriz possui. Este parâmetro está apresentado na Figura 3.1.

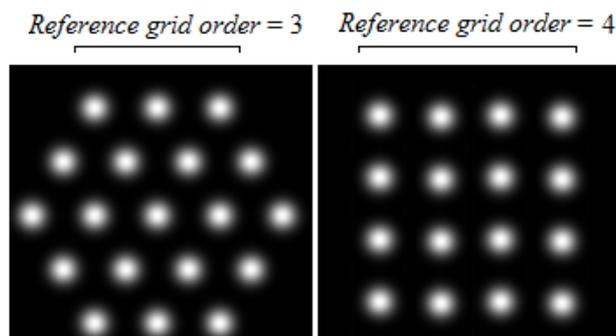


Figura 3.1. *Reference grid order* [E] matriz hexagonal [D] matriz ortogonal.

¹¹ *Pinhole* é um pequeno orifício (do inglês: "buraco de alfinete") com diâmetro da ordem de dezenas de μm , que tem o objetivo de fazer com que o feixe de *laser* incidente sofra difração ao atravessá-lo e divirja aumentando sua seção reta.

A matriz de microlentes utilizada neste trabalho é hexagonal e possui o parâmetro “*Reference grid order*” igual a 7, sendo composta por 127 microlentes¹².

3. Comprimento de onda do *laser* utilizado, em micrometros. Neste trabalho foi utilizado um *laser* HeNe CW (*Continuous Wave*) com comprimento de onda igual a 0,6328 μ m.

4. *Reference grid pitch*: distância entre os centros das microlentes ou orifícios adjacentes em milímetros. Este parâmetro está apresentado na Figura 3.2. Posteriormente ele será responsável pelo cálculo correto da largura e altura dos píxeis na imagem.

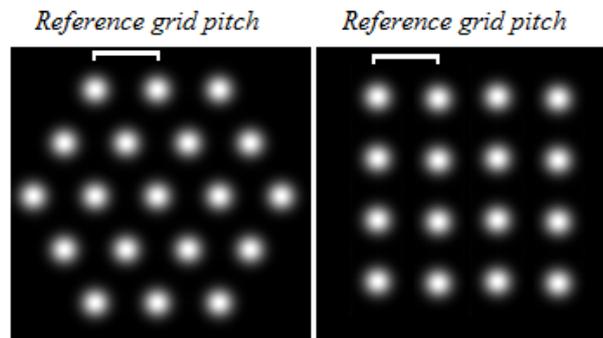


Figura 3.2. *Reference grid pitch* [E] matriz hexagonal [D] matriz ortogonal.

A matriz de microlentes utilizada neste trabalho possui o parâmetro “*Reference grid pitch*” igual a 300 μ m.

Após fornecer para o *FrontSurfer* estes quatro parâmetros, duas imagens devem ser capturadas pela câmera a duas diferentes distâncias da fonte pontual de luz. Neste trabalho as distâncias consideradas para calibrar a câmera foram 30cm e 60cm. A Figura 3.3 apresenta um diagrama esquemático com vista de cima do procedimento em questão, onde o conjunto (câmera e matriz de microlentes) está sobre um trilho para facilitar seu deslocamento.

¹² Para calcular o número de microlentes (M) presentes na matriz hexagonal, a partir do parâmetro “*Reference grid order*” (n), o *FrontSurfer* utiliza a equação $M = 3(n^2 - n) + 1$. Desta forma se a matriz for hexagonal e $n = 7$, tem-se $M = 127$ microlentes. Se a matriz for quadrada, a equação utilizada pelo *FrontSurfer* será $M = n^2$.

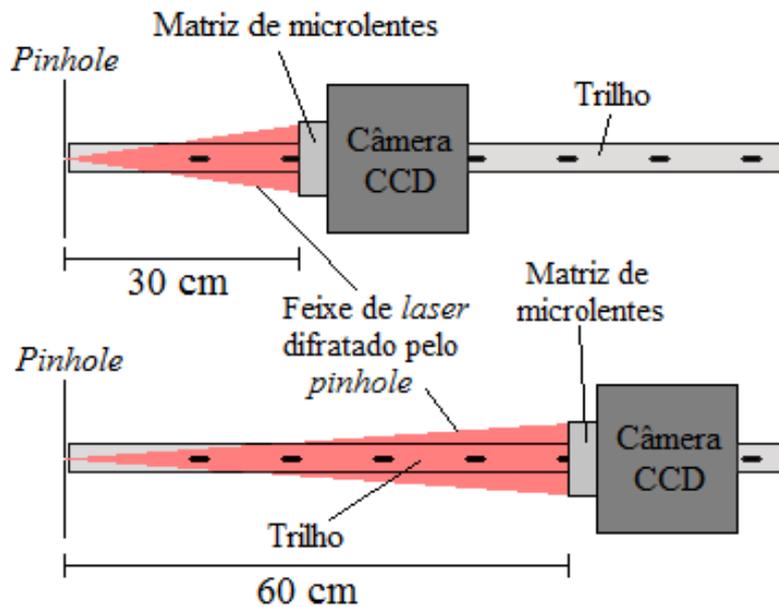


Figura 3.3. Procedimento de calibração.

A tela de calibração do *FrontSurfer* está apresentada na Figura 3.4 já com os quatro parâmetros de entrada citados anteriormente que foram utilizados neste trabalho. Pode ser observado também que o número total de microlentes (*Number of spots*) já foi calculado pelo *software*.

PICTURE SOURCE <input checked="" type="radio"/> file <input type="radio"/> camera		Number of spots: 127 Reference grid order: 7 Reference grid pitch: 0.3 mm Pixel width: <input type="text"/> mm Pixel height: <input type="text"/> mm Smoothing filter size: <input type="text"/> pixels Mask-to-CCD distance: <input type="text"/> mm Number of Zernike terms: <input type="text"/> SVD max-to-min ratio: <input type="text"/> Radius of the reconstruction area: <input type="text"/> Wavelength: 0.6328 mic Neglect spots with intensity < <input type="text"/> maximum Neglect spots with displacement > <input type="text"/> avg. spacing
REFERENCE GRID <input checked="" type="radio"/> hexagonal <input type="radio"/> square <input type="radio"/> get from picture <input type="checkbox"/> fast search <input type="checkbox"/> ignore defocus		
<input type="button" value="Save"/> <input type="button" value="Load"/> <input type="button" value="Calibrate"/> <input type="button" value="OK"/> <input type="button" value="Cancel"/>		

Figura 3.4. Tela do procedimento de calibração do *FrontSurfer*.

Para iniciar o procedimento de calibração, é necessário carregar as duas imagens (padrões de Hartmann) que serão utilizadas no processo. As duas imagens obtidas para a calibração da câmera utilizada neste trabalho estão apresentadas na Figura 3.5.

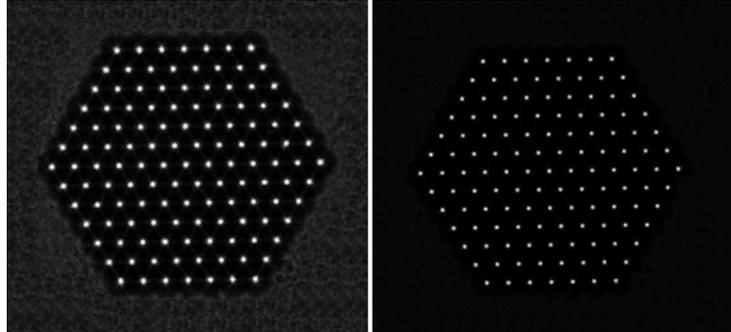


Figura 3.5. *Imagens das amostras para calibração [E] 30cm [D] 60cm.*

Quando a câmera está mais próxima da fonte pontual, o feixe que incide na matriz de microlentes é mais concentrado, sendo mais intenso, e à medida que a distância aumenta, a sua intensidade diminui. Visualmente isto pode ser observado na Figura 3.5, em que o brilho dos *spots* é maior na amostra adquirida a 30cm da fonte pontual. Embora possa não ser perceptível visualmente, os *spots* encontram-se mais distantes entre si na imagem adquirida com a câmera mais próxima da fonte pontual (30cm).

Após carregar as duas imagens o *software* automaticamente calibra a câmera fornecendo três parâmetros de saída, essenciais para a reconstrução de frente de onda, resultantes do processo de calibração:

1. *Mask-to-CCD distance*: Distância em milímetros entre a matriz de microlentes ou máscara de Hartmann ao sensor de imagens.
2. *Pixel width*: largura dos píxeis da imagem em milímetros.
3. *Pixel height*: altura dos píxeis da imagem em milímetros.

A Figura 3.6 apresenta um diagrama esquemático com as frentes de onda que são analisadas durante o procedimento de calibração do *FrontSurfer*.

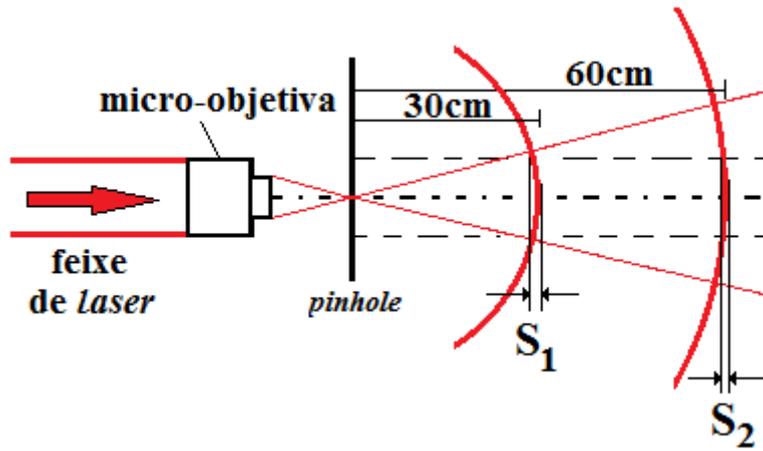


Figura 3.6. Curvatura da frente de onda em função da distância do sensor em relação à fonte pontual.

Por princípio físico, a frente de onda que incide em um *pinhole* sofre difração e apresenta um perfil de propagação esférico conhecido. Se as distâncias entre o sensor de frentes de onda e o *pinhole* forem conhecidas, as sagittas (flechas) S_1 e S_2 também são conhecidas, pois os raios de curvatura da frente de onda são conhecidos (30cm e 60cm), como mostra a Equação (3.1), onde S é a sagitta, R o raio de curvatura e D_c é o diâmetro de decomposição da frente de onda. O diâmetro de decomposição D_c corresponde a duas vezes o raio de decomposição R_c , que é a distância entre o centro de gravidade do Hartmograma e o *spot* mais remoto, como mostra a Figura 3.7. O diâmetro de decomposição é um parâmetro fornecido pelo *FrontSurfer* que está associado à área em que a frente de onda será reconstruída (ver Seção 3.1.2).

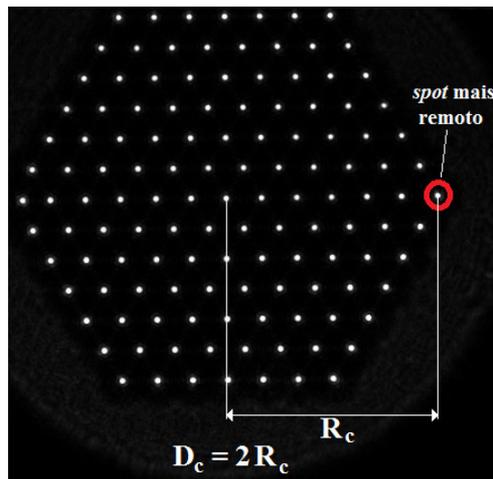


Figura 3.7. Diâmetro e raio de decomposição.

$$S = R - \sqrt{R^2 - \left(\frac{D_c}{2}\right)^2} \quad (3.1)$$

As sagittas neste caso estão relacionadas apenas com a aberração defoco, pois o *pinhole* exerce o papel de um filtro espacial (ver Seção 3.4.3), fazendo com que a influência de outras aberrações seja minimizada. O *FrontSurfer* então determina qual a distância entre a matriz de microlentes e o sensor que melhor satisfaz os valores de S_1 e S_2 calculados pela Equação (3.1) e pelo termo defoco medido pelo sensor de frentes de onda ($S = 2C_2^0$), onde C_2^0 é o termo defoco.

Como a frente de onda possui perfil de propagação esférico, haverá deslocamento dos *spots* (D) nas imagens adquiridas pelo sensor de frentes de onda que deveria ser radialmente simétrico como mostra a Figura 3.8 (a). Porém, o sensor de imagens apresenta o *pitch* dos píxeis (distância entre o centro de dois píxeis adjacentes) assimétrico, devido à eletrônica contida no píxel, a forma da área fotosensível e a barramentos e conexões metálicas entre os píxeis. Desta forma, a situação real mostrada pela Figura 3.8 (a) é representada pelo sensor como mostra a Figura 3.8 (b), onde os deslocamentos dos *spots* D_1 e D_2 não são radialmente simétricos, o que é característica da inserção incorreta de astigmatismo na frente de onda avaliada.

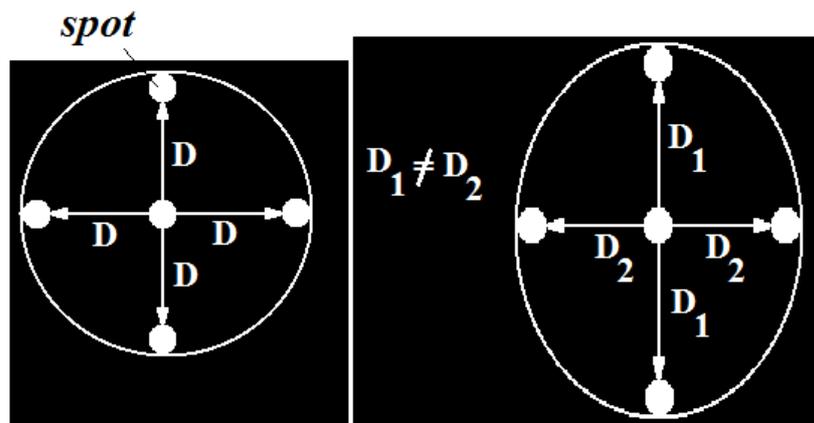


Figura 3.8. Deslocamento real dos *spots* (a). Deslocamento representado pelo sensor de frentes de onda (b).

O algoritmo do *FrontSurfer* atribui o valor dos *itches* dos píxeis do sensor de imagens nas direções X e Y aos píxeis do Hartmograma na tela do computador para compensar o astigmatismo inserido pela assimetria dos *itches* dos píxeis do sensor e fazer com que o *FrontSurfer* seja capaz de reconstruir uma frente de onda em uma área com medidas de comprimento reais. Como os píxeis no computador são quadrados e não possuem nenhum outro componente ao seu redor, os *itches* nas direções X e Y do sensor de imagens são atribuídos à largura e a altura dos píxeis do Hartmograma na tela do computador.

Após executar o procedimento de calibração do *FrontSurfer* os seguintes valores foram obtidos:

1. *Mask-to-CCD distance*: 17,214513mm;
2. *Pixel width*: 0,009916mm;
3. *Pixel height*: 0,009913mm.

3.1.2. Parâmetros

O *FrontSurfer* possui outros parâmetros que podem ser modificados pelo usuário a qualquer instante para melhor atender os requisitos de suas medidas. Estes parâmetros podem ser observados na Figura 3.4 e estão descritos abaixo:

1. “*Number of spots*”: controla o número de *spots* a ser encontrado pelo algoritmo de busca. Este parâmetro só poderá ser alterado caso o modo de referência não seja o *grid* de referência (referência absoluta).
2. “*Smoothering filter size*”: corresponde ao tamanho da janela em píxeis de um filtro de suavização a ser aplicado na imagem antes do seu processamento para remover eventuais ruídos. Quanto maior ele for, maior será o tempo de busca dos *spots* e menor será a sensibilidade para altas frequências espaciais, pois com uma janela grande as componentes de alta frequência presentes na imagem sofrerão maior suavização, preservando ainda mais as componentes de baixas frequências.
3. “*Number of Zernike terms*”: corresponde ao número de termos dos Polinômios de Zernike que será utilizado na reconstrução da frente de onda. Quanto maior ele for, maior será a sensibilidade para altas frequências espaciais na reconstrução.
4. “*SVD Max-to-min ratio*”: está relacionado ao algoritmo que o *FrontSurfer* utiliza para a reconstrução de frente de onda [60]. Este parâmetro está relacionado com a estabilidade da reconstrução, pois ele determina a faixa de variação entre os valores da maior solução para a menor solução encontrada, ou seja, quanto a maior solução encontrada pelo algoritmo pode ser maior que a menor solução encontrada.
5. “*Radius of the reconstruction área*”: define o tamanho percentual da área circular da reconstrução em relação ao diâmetro de decomposição para contornar possíveis problemas de borda como ruído na análise do centróide dos *spots*. Este parâmetro pode ser entendido como o a porção do Hartmograma que será aproveitada na reconstrução a partir de seu centro de gravidade. O raio de decomposição é medido entre o centro de gravidade do Hartmograma e o seu *spot* mais remoto. A área de reconstrução é centralizada de acordo com o centro de gravidade do Hartmograma.

6. “Neglect spots with intensity < ___ max”: define qual é a intensidade mínima dos *spots* que será considerada na reconstrução em relação ao *spot* de intensidade máxima da amostra. Este parâmetro é importante para assegurar que não seja considerado como *spot* um eventual ruído que permaneceu na imagem mesmo após ela ter sido filtrada.
7. “Neglect spots with displacement > ___ avg.spacing”: determina qual é o deslocamento máximo permitido em relação ao deslocamento médio dos *spots* de uma amostra. Dificilmente haverá deslocamento extremamente superior ao deslocamento médio dos *spots*, proporcionado pela frente de onda medida, por mais aberrada que ela seja. Caso isto ocorra, é possível que não seja um *spot*, e sim ruído que irá introduzir erro na reconstrução.

A Figura 3.9 apresenta a tela com os valores dos parâmetros utilizados neste trabalho.

Parameter	Value	Unit
Number of spots	127	
Reference grid order	7	
Reference grid pitch	0.3	mm
Pixel width	0.009916	mm
Pixel height	0.009913	mm
Smoothing filter size	5	pixels
Mask-to-CCD distance	17.214513	mm
Number of Zernike terms	44	
SVD max-to-min ratio	100	
Radius of the reconstruction area	0.95	
Wavelength	0.6328	mic
Neglect spots with intensity <	0.01	maximum
Neglect spots with displacement >	10	avg. spacing

Figura 3.9. Parâmetros utilizados neste trabalho.

3.1.3. Alinhamento do sistema em tempo real

O *FrontSurfer* disponibiliza uma rotina para visualização dos termos de Zernike *tip*, *tilt*, defoco, astigmatismo, coma e aberração esférica em tempo real, para que o circuito óptico possa ser alinhado. Eventuais desalinhamentos entre as amostras são representados pelos dois primeiros termos de Zernike (*tip* e *tilt*) que são deslocamentos

entre a imagem principal e a imagem de referência nas direções Y e X, respectivamente. Esses deslocamentos entre as imagens devem ser corrigidos porque as altas amplitudes destes termos podem introduzir erros no cálculo das amplitudes de outros termos de Zernike, prejudicando assim o resultado da medição. A Figura 3.10 mostra duas situações distintas, em que na primeira (à esquerda), somente o termo *tilt* possui amplitude elevada e na segunda (à direita), somente o termo *tip* possui amplitude elevada. As duas imagens na parte superior da Figura 3.10 são as imagens amostradas principais e as duas imagens na parte inferior são as imagens de referência. A única diferença entre as quatro imagens da Figura 3.10 é que elas foram deslocadas na direção horizontal (eixo X) ou vertical (eixo Y).

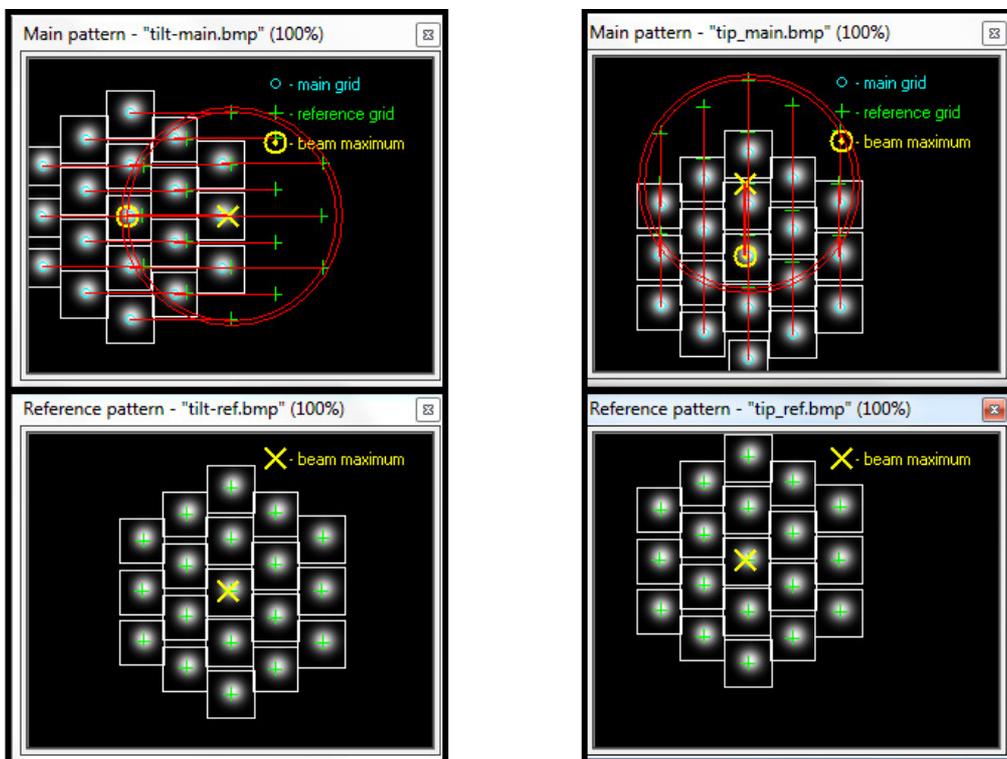


Figura 3.10. *Imagens amostradas principais (superior) e de referência (inferior) com altas amplitudes dos termos [E] tilt [D] tip.*

Na Figura 3.10, os símbolos "+" (em verde) e "o" (em azul) representam a posição dos centróides dos *spots* das imagens de referência e principal, respectivamente. O deslocamento entre a posição dos centróides *spots* é representado pelas retas vermelhas nas imagens principais e está associado à amplitude dos termos *tilt* e *tip*, respectivamente. A imagem principal à esquerda está deslocada na direção X em relação à sua referência, indicando que a presença do termo *tilt* é predominante. Já a imagem principal à direita está deslocada na direção Y em relação à sua referência, indicando que a presença do termo *tip* é predominante.

Nas duas imagens principais da Figura 3.10 pode se observar duas circunferências em vermelho em cada uma. A circunferência de maior diâmetro corresponde a região de decomposição e a de menor diâmetro corresponde a área de reconstrução da frente de onda. Se o parâmetro “*Radius of the reconstruction area*” fosse igual a 1, a área de reconstrução será igual a área de decomposição.

A Figura 3.11 apresenta uma situação em que a imagem principal está deslocada nas direções X e Y em relação à imagem de referência. Este deslocamento é representado pelas retas vermelhas na imagem principal, que fazem a ligação entre os centróides dos *spots* da imagem de referência (símbolo "+" em verde) e os centróides dos *spots* correspondentes na imagem principal (símbolo "o" em azul). Este deslocamento indica que a frente de onda medida apresenta elevadas amplitudes dos termos *tip* e *tilt*.

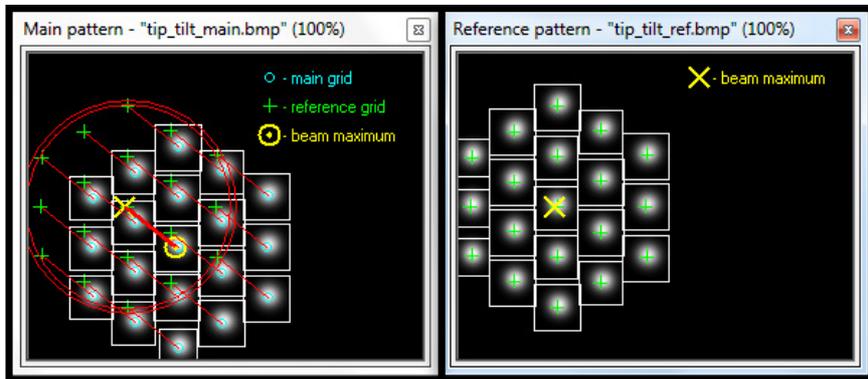


Figura 3.11. Imagem amostrada principal [E] e de referência [D] com altas amplitudes dos termos *tip* e *tilt*.

O *FrontSurfer* permite a visualização destes termos (aberrações), medidos em *waves*¹³, para que possam ser corrigidos em tempo real, como mostra a Figura 3.12.

¹³ A unidade *waves* é uma unidade comum em óptica e usada pelo programa *FrontSurfer*. Ela é representada por uma parcela do comprimento de onda do *laser* utilizado. Para converter uma medida de *waves* para μm , deve-se fazer $C_i * \lambda$, onde C_i é o coeficiente de Zernike obtido e λ é o comprimento de onda do *laser* em μm .

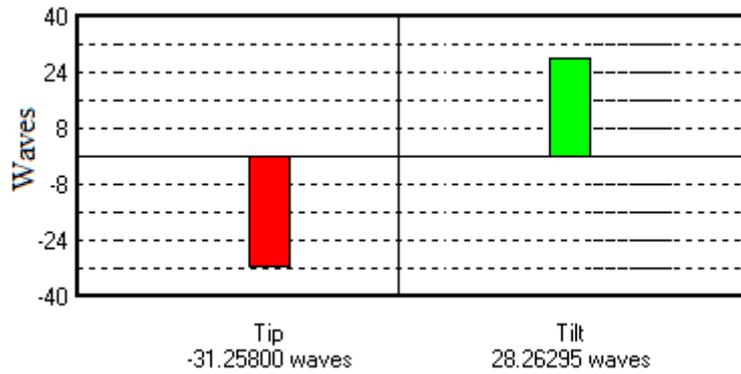


Figura 3.12. Amplitudes dos termos *tip* e *tilt* de uma frente de onda antes do procedimento de alinhamento em tempo real.

Para fazer o alinhamento do sistema neste caso, deve-se mover o plano de aberração nas direções X (*tilt*) e Y (*tip*), até que as amplitudes destes termos fiquem o mais próximo possível de zero. O plano de aberração, que é o lugar onde será analisada a fase da frente de onda em estudo em um determinado instante deve possuir parafusos micrométricos que permitam variações em todas as direções e sentidos, permitindo que haja o maior grau de liberdade possível, para alinhamento de todo o sistema.

A Figura 3.13 apresenta o resultado final das amplitudes das aberrações *tip* e *tilt* após ter sido feito o alinhamento em tempo real do sistema nesse caso.

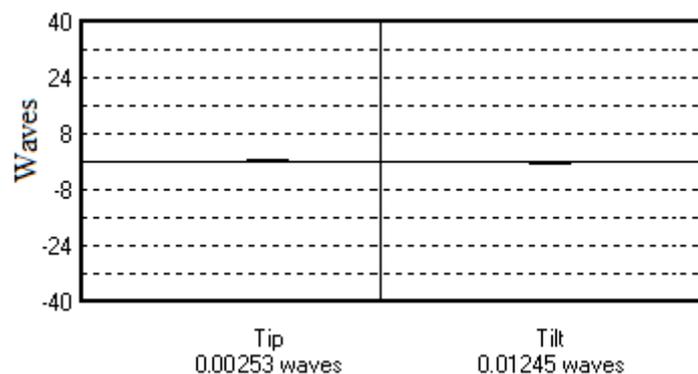


Figura 3.13. Amplitudes dos termos *tip* e *tilt* de uma frente de onda após procedimento de alinhamento em tempo real.

Após fazer o alinhamento dos termos *tip* e *tilt*, obtêm-se a imagem principal e de referência alinhadas, como mostra a Figura 3.14. Como os termos *tip* e *tilt* foram minimizados, na Figura 3.14 as retas vermelhas que representam o deslocamento entre as amostras presentes na Figura 3.11, não são mais observadas.

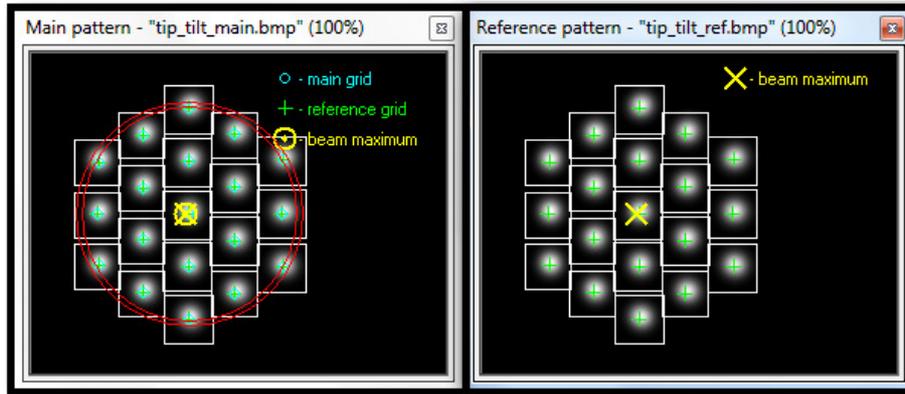


Figura 3.14. Imagem amostrada principal [E] e de referência [D] com amplitudes dos termos *tip* e *tilt* próximas de zero.

A Figura 3.15 apresenta uma relação entre as variações de posição do plano de aberração com os termos de Zernike de baixa ordem incluindo os termos de coma.

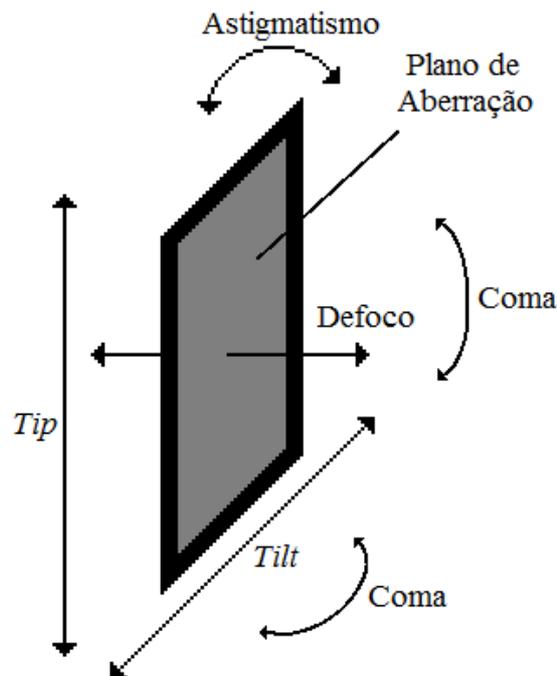


Figura 3.15. Movimentos no plano de aberração associados a alguns termos de Zernike.

3.1.4. Medidas e reconstrução de frentes de onda

Após fazer o alinhamento em tempo real e adquirir as amostras com baixas amplitudes dos termos *tip* e *tilt*, o *FrontSurfer* está apto a reconstruir a frente de onda com menores erros de reconstrução devido a influência das altas amplitudes destes dois termos.

Como resultado, o *FrontSurfer* apresenta a frente de onda reconstruída com informações de amplitudes (pico e vale) em *waves*, erro RMS medido em relação ao

comprimento de onda em *waves* e à frente de onda de referência, o comprimento de onda calculado e o poder óptico associado ao termo defoco medido em dioptrias. A Figura 3.16 apresenta a janela gerada pelo *software* contendo uma frente de onda reconstruída com as informações citadas assinaladas.

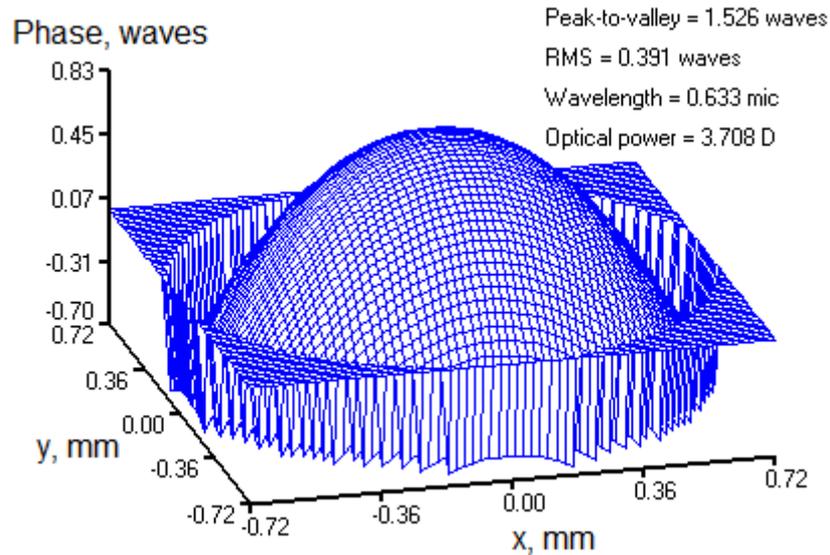


Figura 3.16. Janela com uma frente de onda reconstruída.

Além da janela com a frente de onda reconstruída, é gerada uma janela contendo o interferograma do resultado, também chamado de mapa de franjas. Na topografia, o interferograma representa curvas de regiões que possuem a mesma altura (elevação), também chamadas de curvas de níveis e na óptica, representa as curvas de contorno da frente de onda aberrada.

Também é gerada uma janela contendo a distribuição de intensidade de campo distante do perfil medido, que é a PSF (*point spread function*) do sistema. A PSF é a função que descreve a distribuição de luz produzida por uma imagem pontual no plano da imagem, e sua largura mede a resolução real da imagem [61]. A PSF é apresentada pelo *FrontSurfer* em escala de cores e em escalas de λ/D (radianos) onde λ é o comprimento de onda em questão e D o diâmetro da área de reconstrução. Esta escala representa a imagem normalizada em função do comprimento de onda e do diâmetro de reconstrução. Para se obter um valor absoluto da função, deve-se multiplicar o seu valor por D e dividir por λ do sistema.

O interferograma da frente de onda medida e a PSF do sistema óptico cuja frente de onda está reconstruída na Figura 3.16 estão apresentados na Figura 3.17.

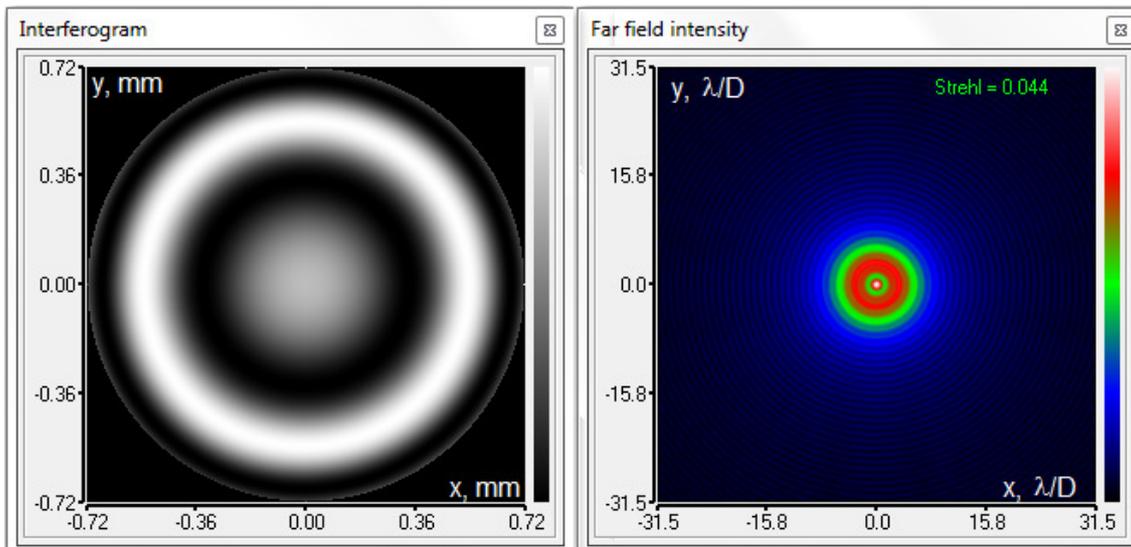


Figura 3.17. [E] Interferograma e [D] distribuição de intensidade de campo distante do perfil (PSF).

3.1.5. Relatório Final

Finalmente é gerado um relatório final que contém as amplitudes dos termos de Zernike cuja reconstrução foi feita com o número de termos selecionado pelo parâmetro “*Number of Zernike terms*”. As amplitudes são medidas em relação ao comprimento de onda, e em negrito se encontra assinalado o termo de maior amplitude (predominante). O relatório também apresenta parâmetros da medição como diâmetro da área de reconstrução, diâmetro da área de decomposição, fator de Strehl¹⁴, amplitudes pico a vale da frente de onda em *waves*, erro RMS em *waves*, deslocamento do ponto de maior intensidade do perfil, comprimento de onda e a data de realização do ensaio. A Figura 3.18 apresenta o relatório final da medição do sistema cuja frente de onda reconstruída foi apresentada na Figura 3.16. Observa-se que o termo com maior amplitude é o defoco (*focus*).

¹⁴ O Fator de Strehl é razão da intensidade máxima observada no plano de imagem de uma fonte pontual, comparada com a intensidade teórica máxima de um sistema perfeito no limite de difração. Representa o percentual de variação entre a PSF do sistema em questão e a PSF ideal teórica apresentada na Figura 2.4b.

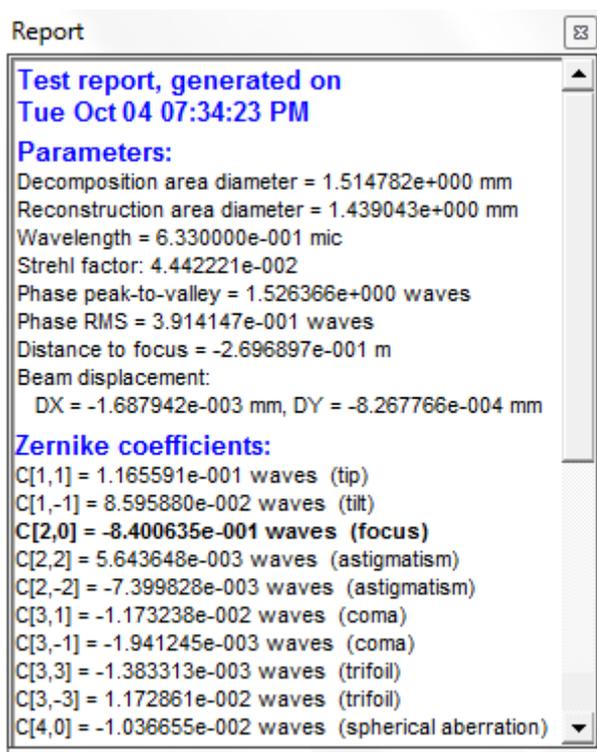


Figura 3.18. Relatório final contendo as amplitudes das aberrações.

3.2. Método desenvolvido para a calibração de câmera CCD para ser utilizada como sensor de frentes de onda

Para reconstruir uma frente de onda corretamente, três parâmetros devem ser previamente determinados: a distância D entre a matriz de microlentes e o sensor de imagens, o *pitch* dos píxeis nas direções X (horizontal) e Y (vertical) do Hartmograma utilizado na reconstrução da frente de onda. Será apresentado um método baseado em processamento de imagens para determinação destes três parâmetros. A distância D afeta a correspondência entre o deslocamento dos *spots* e as inclinações locais da respectiva frente de onda, como mostra a Figura 2.15 e a Equação (2.25). Se os *itches* dos píxeis da imagem não forem corretamente avaliados, haverá a introdução incorreta de astigmatismo em uma frente de onda que não possui a componente cilíndrica. Estes parâmetros estão apresentados na Figura 3.19.

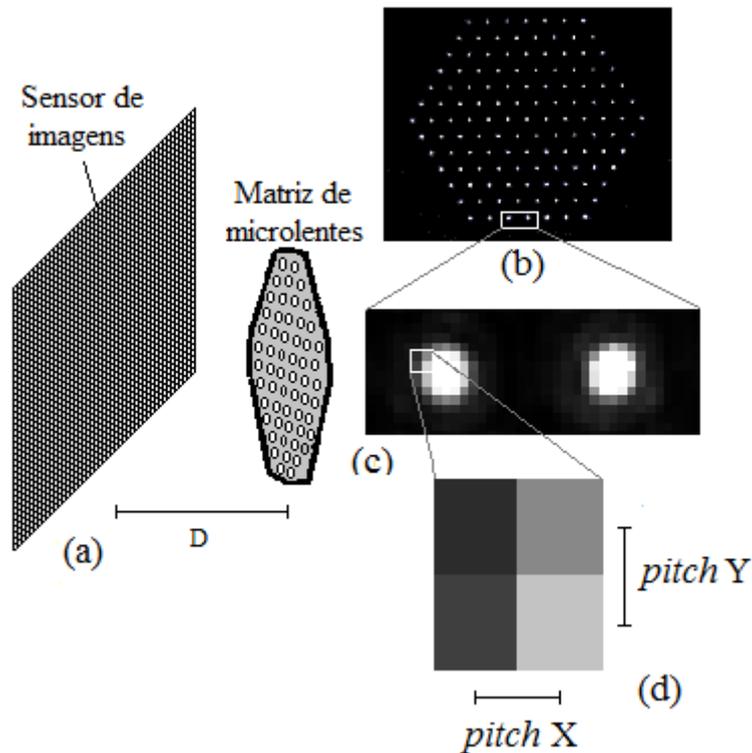


Figura 3.19. (a) Distância entre a matriz de microlentes e o sensor de imagens. (b) Hartmograma: imagem do plano focal da matriz de microlentes na tela do computador. (c) Zoom da região selecionada na Figura 3.19 (b). (d) Zoom da região selecionada na Figura 3.19 (c) mostrando os pitches dos pixels nas direções X e Y.

Iluminando perpendicularmente a matriz de microlentes com um feixe de *laser* perfeitamente colimado, os *spots* que atingem o sensor de imagem estão alinhados com o eixo óptico de suas respectivas microlentes. Isto significa que não haverá deslocamento entre os *spots* e o eixo óptico das respectivas microlentes. Isto é mostrado na Figura 3.20 onde Q é a distância entre o centro das microlentes adjacentes, também chamado de “*grid pitch*” e f é a sua distância focal.

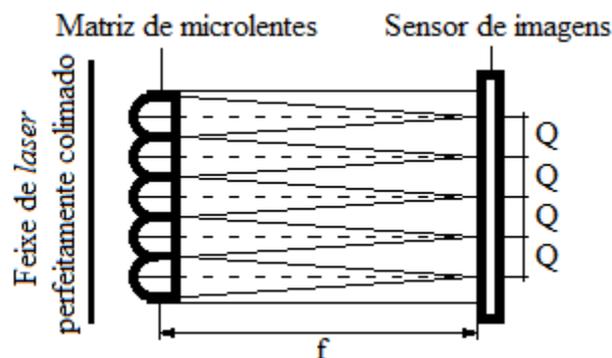


Figura 3.20. Matriz de microlentes iluminada com um feixe de laser perfeitamente colimado.

Caso o feixe se propague como uma frente de onda esférica haverá deslocamento entre os *spots* e o eixo óptico das microlentes como está mostrado na Figura 3.21 representado por d .

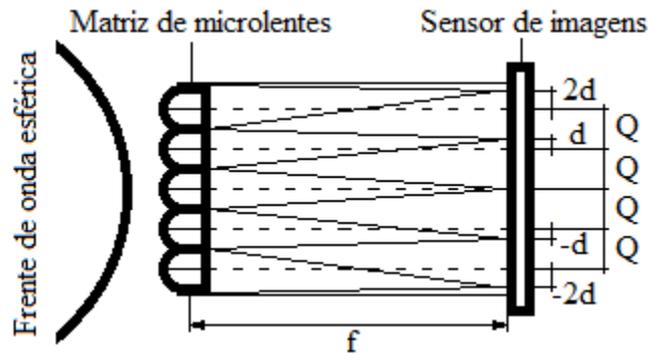


Figura 3.21. Matriz de microlentes iluminada com um feixe de laser com perfil de fase esférico.

Pela Figura 3.21, pode ser observado que o deslocamento é nulo no *spot* central e aumenta para as microlentes situadas nas extremidades da matriz, mantendo proporcionalidade com a correspondente inclinação local da frente de onda avaliada. A distância entre a matriz de microlentes e o sensor de imagens é f . Geometricamente, se esta distância for maior que f e a esfericidade da frente de onda for mantida, os deslocamentos dos *spots* se tornarão maiores, e se a distância for menor, os deslocamentos serão reduzidos. Em ambos os casos a proporcionalidade entre os deslocamentos dos *spots* obtidos permanecerá constante.

No método de Hartmann-Shack, a reconstrução das frentes de onda utiliza o deslocamento dos *spots* em relação à sua posição de referência. A distância entre o centro de dois píxeis adjacentes (*pitch*) na imagem deve ser calculada para prevenir a introdução incorreta de astigmatismo (componente cilíndrica) na estimação das frentes de onda. No sensor de imagens, mesmo que a área fotosensível dos píxeis seja quadrada, ainda sim haverá uma diferença entre os *pitches* nas direções X e Y no sensor devido a barramentos, conexões metálicas e parte eletrônica do *chip*. Por outro lado, considerando a imagem resultante, os *pitches* dos píxeis nas direções X e Y correspondem em uma escala 1:1 a sua largura e altura, respectivamente, como mostra a Figura 3.19 (d). A altura e a largura dos píxeis na imagem (Hartmograma) determinarão o formato da área de reconstrução da frente de onda. Se forem iguais, a área de reconstrução será circular. Se forem diferentes, será elíptica.

3.2.1. Estimação da distância entre matriz de microlentes e sensor CCD

Foi desenvolvido um algoritmo utilizando a Linguagem C e a biblioteca OpenCV [62] para contar o número de píxeis brancos em uma imagem capturada pelo conjunto câmera e matriz de microlentes. Para contar os píxeis brancos, a imagem deve ser binarizada previamente, pois ela é uma imagem em escalas de cinza com resolução de 8 bits. Isto significa que os píxeis podem assumir 256 valores entre o preto e o branco, sendo necessário considerar como píxeis brancos aqueles com valor abaixo de certo limiar. O limiar utilizado neste trabalho foi experimentalmente escolhido como 100. Outros valores foram testados, porém este foi o valor que obteve o menor desvio padrão do número de píxeis brancos no Hartmograma. As microlentes possuem distância focal de $17,0 \pm 0,5$ mm e a matriz foi afixada em um conector circular do tipo *C-mount* com diâmetro de 1" rosqueado na câmera. Durante o experimento, a posição da matriz foi longitudinalmente variada através de voltas no conector que sustenta a matriz. Este procedimento está mostrado na Figura 3.22.

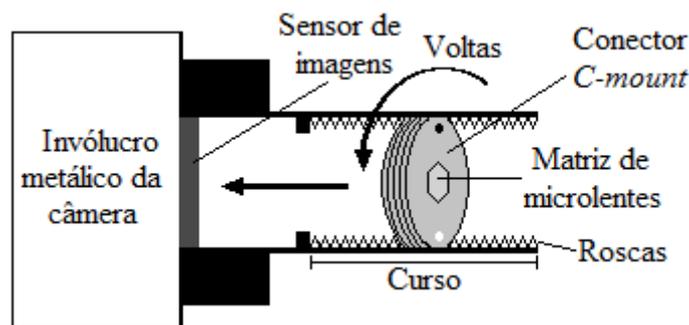


Figura 3.22. Diagrama esquemático do experimento.

O objetivo do experimento é posicionar o sensor de imagens no plano focal da matriz de microlentes. Nesta posição, o perfil de intensidade dos *spots* possui a sua menor dimensão lateral, e conseqüentemente, resulta no menor número de píxeis brancos na imagem. Na prática é difícil assegurar que o sensor está posicionado no foco das microlentes, porque existe um invólucro metálico da câmera para a proteção do sensor de imagens impedindo a verificação direta da posição da matriz de microlentes com o uso de instrumentos como paquímetros e micrômetros. Por este motivo a medição da distância entre a matriz de microlentes e o sensor de imagens é feita indiretamente através de processamento de imagens.

O conector *C-mount* que suporta a matriz de microlentes foi movido progressivamente em direção ao sensor de imagens até que atingisse o seu curso

máximo que é de 2,3mm. Quatro situações foram consideradas: nenhuma, uma, duas e três voltas no conector, fazendo-o atingir o seu limite de proximidade, como mostra a Figura 3.23.

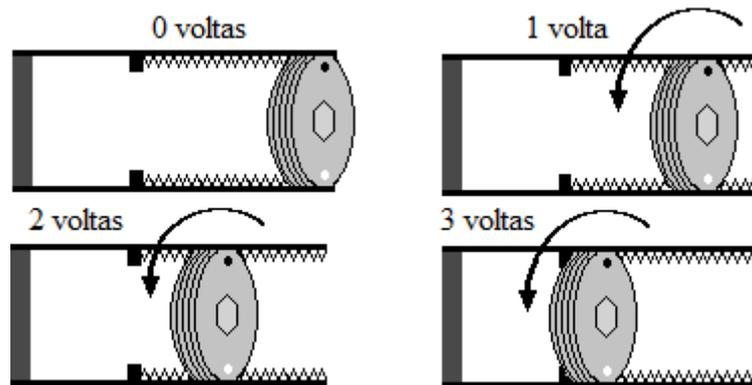


Figura 3.23. Diagrama esquemático do método do experimento.

Para cada volta, foram feitos 300 cálculos do número de píxeis brancos na imagem. Os resultados e seus desvios padrões estão apresentados na Tabela 3.1.

Tabela 3.1. Resultados do teste para 0, 1, 2 e 3 voltas no conector suporte das microlentes em direção ao sensor de imagens.

Número de voltas		0	1	2	3
Número de píxeis brancos	Média	1308,9	1245,3	1314,9	1484,8
	Desvio padrão	40,8	49,2	58,6	80,3

O gráfico obtido do número de píxeis brancos no Hartmograma em função do número de voltas no conector está apresentado na Figura 3.24.

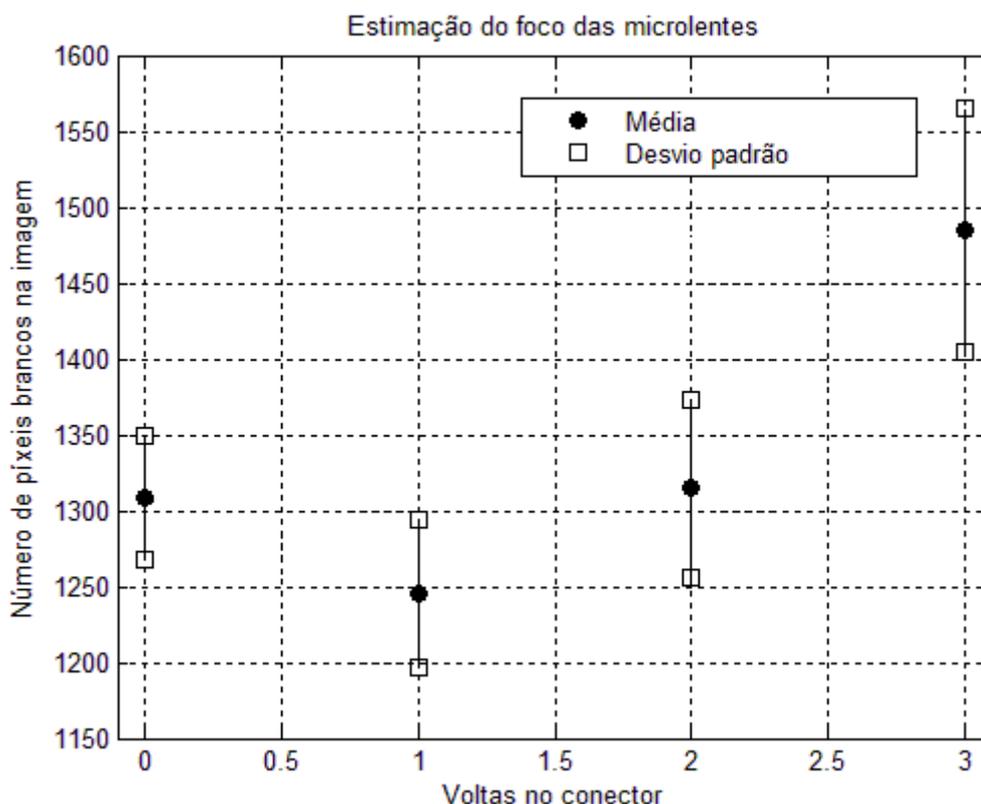


Figura 3.24. Número de pixels brancos na imagem X Voltas no conector que suporta a matriz de microlentes.

Quanto mais próximo do foco da matriz de microlentes o sensor de imagens estiver posicionado, menores serão os *spots*. Se os *spots* são menores, então o número de pixels brancos na imagem também será menor. É ideal que a matriz seja posicionada a uma distância do sensor de imagem igual ao foco de suas microlentes, pois esta é uma distância conhecida (dada pelo seu *design* de projeto ou diretamente medida). Nesta situação, o perfil de intensidade de cada *spot* é aproximadamente um perfil circular determinado pela função sinc^2 [1] de modo que os *spots* apresentem contorno com a borda mais nítida. O número de voltas necessário para posicionar a matriz no foco das suas microlentes é determinado pelo menor número de pixels brancos no Hartmograma e corresponde a aproximadamente 1 volta no conector. O ângulo com referência à posição inicial da matriz é obtido multiplicando 1 por 360° , resultando em 360° .

Com um giro de 360° no conector em relação à sua posição inicial (0 voltas), é esperado que a matriz de microlentes esteja a uma distância do sensor de imagens igual a $17,0 \pm 0,5 \text{ mm}$, que é a distância focal das microlentes utilizadas neste trabalho. O valor de $17,214513 \text{ mm}$ foi obtido através do procedimento de calibração do *FrontSurfer* que foi descrito anteriormente, quando a matriz estava na posição desejada (um giro de 360°

no conector). Observa-se que o erro que o método obteve está dentro da faixa de incerteza do foco das microlentes ($\pm 0,5\text{mm}$) e o seu valor percentual é de 1,26%.

3.2.2. Cálculo da largura e da altura dos píxeis do Hartmograma

Para evitar a introdução incorreta de astigmatismo na reconstrução de uma frente de onda causada por mau dimensionamento da largura (*pitch X*) e altura (*pitch Y*) dos píxeis da imagem (Hartmograma), um método foi desenvolvido para estimar estes parâmetros. A largura e a altura dos píxeis do Hartmograma determinam o formato da área de reconstrução da frente de onda. A relação entre os termos de Zernike de astigmatismo e a variação da largura dos píxeis do Hartmograma está apresentada na Figura 3.25.

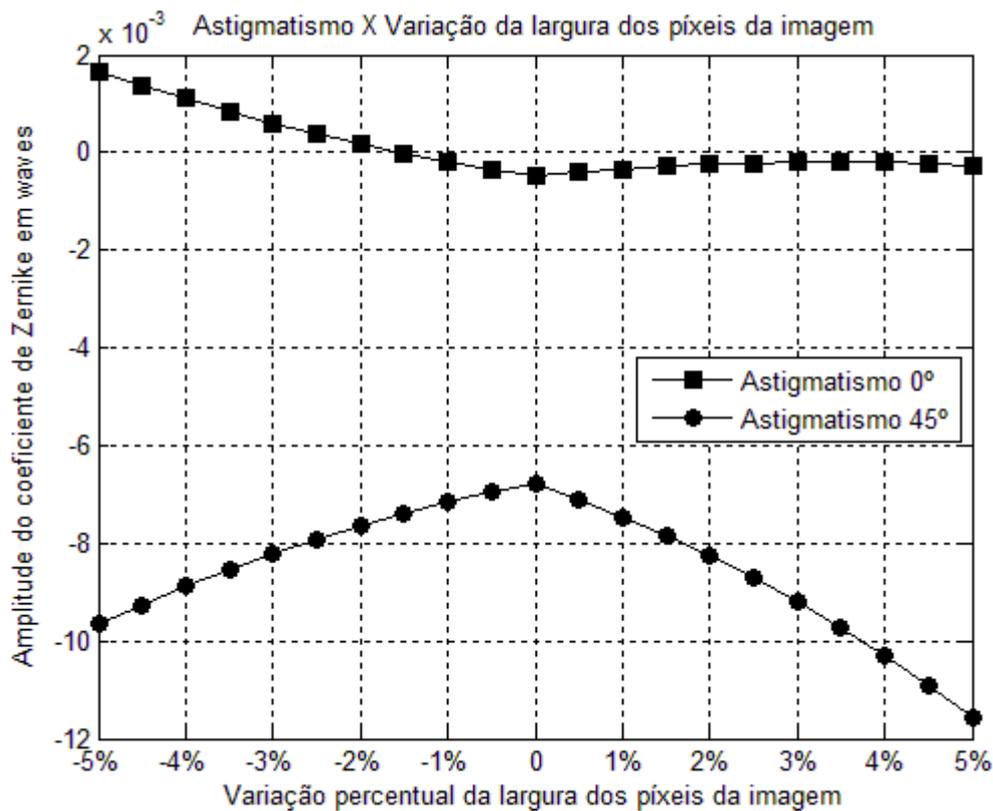


Figura 3.25. Relação entre a introdução de astigmatismo na reconstrução de uma frente de onda e a variação percentual da largura dos píxeis da imagem (Hartmograma).

O erro de introdução de astigmatismo pode ser entendido como uma distorção que prejudica a reconstrução da frente de onda correta. Este método é baseado na coordenada dos centróides dos *spots* em uma imagem obtida com a matriz de microlentes iluminada por um feixe de *laser* colimado. É esperada uma diferença entre os píxeis do sensor de imagem e os píxeis na tela do computador. No computador é esperado que os píxeis tenham sido processados modificando a resolução da imagem.

As microlentes estão dispostas em uma matriz hexagonal, logo existem colunas e linhas de *spots* com a mesma coordenada X e Y em um sistema de coordenadas de píxeis, como mostra a Figura 3.26.

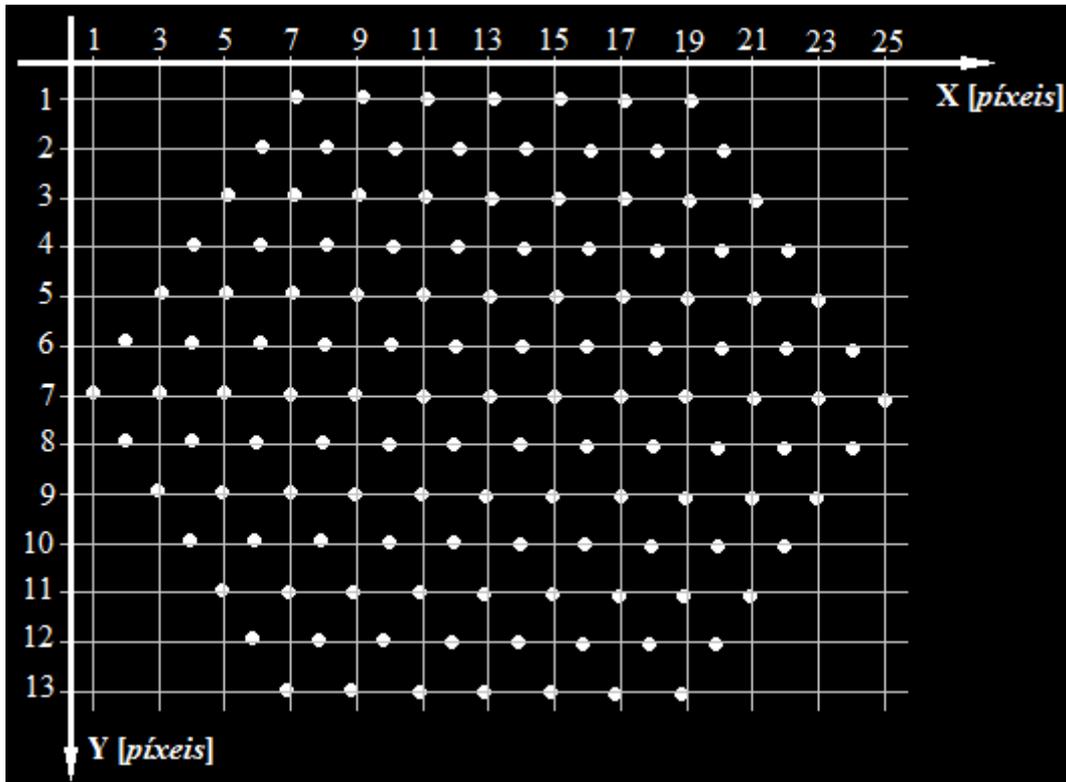


Figura 3.26. Linhas e colunas de *spots* que deveriam compartilhar a mesma coordenada de píxeis X e Y, respectivamente.

Todos os *spots* mostrados na Figura 3.26 deveriam em princípio compartilhar a mesma coordenada de píxeis X e Y ao longo das colunas e das linhas, respectivamente. Porém, é esperada uma pequena diferença entre os valores destas coordenadas causada por prováveis aberrações (distorções) inseridas pela lente colimadora utilizada no *setup* experimental e/ou pelo vidro transparente utilizado como substrato da matriz de microlentes.

Para cada linha k a média \bar{y}_k em unidade de píxeis das coordenadas Y dos *spots* é calculada de acordo com a Equação (3.2):

$$\bar{y}_k = \frac{1}{n_{s,k}} \sum_{i=1}^{n_{s,k}} y_i \quad (3.2)$$

Onde y_i é a coordenada Y de *pixel* de cada *spot* i na linha k e $n_{s,k}$ é o número total de *spots* na linha k .

Para cada coluna j , a média \bar{x}_k das coordenadas X dos centróides é calculada de acordo com a Equação (3.3):

$$\bar{x}_j = \frac{1}{n_{s,j}} \sum_{i=1}^{n_{s,j}} x_i \quad (3.3)$$

Onde x_i é a coordenada X de *pixel* de cada *spot* i na coluna j e $n_{s,j}$ é o número total de *spots* na coluna j .

A diferença entre os valores obtidos para duas linhas adjacentes qualquer $(\bar{y}_{k+1} - \bar{y}_k)$ é o deslocamento entre elas na direção Y . A média destes deslocamentos entre todas as linhas adjacentes é registrada como o deslocamento médio dos *spots* na direção Y (\bar{Y}_L), de acordo com a Equação (3.4), onde N_L é o número total de linhas.

$$\bar{Y}_L = \frac{1}{N_L - 1} \sum_{k=1}^{N_L-1} (\bar{y}_{k+1} - \bar{y}_k) \quad (3.4)$$

O mesmo é válido para as colunas para determinar o deslocamento médio dos *spots* na direção X (\bar{X}_C), de acordo com a Equação (3.5), onde N_C é o número total de colunas.

$$\bar{X}_C = \frac{1}{N_C - 2} \sum_{j=1}^{N_C-2} (\bar{x}_{j+2} - \bar{x}_j) \quad (3.5)$$

Como a matriz de microlentes foi iluminada por um feixe colimado, os deslocamentos médios dos *spots* nas direções X e Y podem ser relacionados com a distância entre o centro de duas microlentes adjacentes da matriz. A Figura 3.26 mostra que a distância entre a coluna 1 e a coluna 3 é a distância entre os centros de duas microlentes adjacentes da matriz. A Figura 3.26 também mostra que a distância entre a linha 1 e a linha 2 é a altura do triângulo equilátero cujo lado é a distância entre os centros de duas microlentes adjacentes da matriz. A distância entre os centros das microlentes adjacentes da matriz (“*Reference grid pitch*”) é conhecida e a matriz utilizada neste trabalho possui este parâmetro igual a $300\mu\text{m}$, a largura dos pixels do Hartmograma (W_{pix}) e a altura (H_{pix}) podem ser calculadas em μm de acordo com as Equações (3.6) e (3.7), respectivamente.

$$W_{\text{pix}} = \frac{300}{\bar{X}_C} \quad (3.6)$$

$$H_{\text{pix}} = \frac{300 * \sqrt{3}}{\bar{Y}_L * 2} \quad (3.7)$$

Os valores da largura e altura dos píxeis da imagem (Hartmograma) obtidos com este experimento foram $9,942\mu\text{m}$ e $9,929\mu\text{m}$, respectivamente. Os valores de $9,916\mu\text{m}$ e $9,913\mu\text{m}$ foram obtidos para a largura e a altura dos píxeis do Hartmograma, com o procedimento de calibração do *FrontSurfer*, descrito anteriormente. Os erros entre as medidas obtidas por este método e pelo procedimento de calibração do *FrontSurfer* foram de 0,26% para a largura dos píxeis e 0,16% para a altura dos píxeis.

3.3. Norma para caracterização de LIO's

A norma ANSI (*American National Standards Institute*) Z8030 estabelece um procedimento para caracterização de LIO's [9]. Este procedimento utiliza o arranjo experimental apresentado na Figura 3.27, retirada de [9].

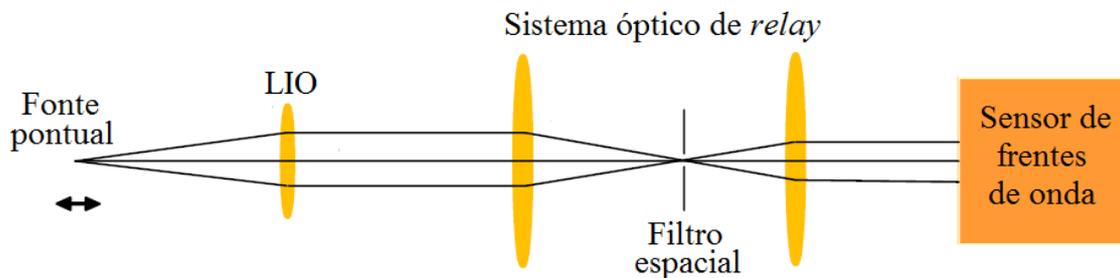


Figura 3.27. Arranjo experimental utilizado na Norma (ANSI Z8030).

O procedimento é descrito pelos passos abaixo:

1. A LIO é primeiramente instalada no *setup* óptico com a fonte pontual posicionada a uma distância igual a sua distância focal f_{eff} . Este posicionamento é feito variando a posição da fonte pontual até que o sensor de frente de onda detecte um feixe colimado, ou seja, um feixe com frentes de onda planas e paralelas, mantendo o diâmetro do feixe constante. A detecção de um feixe colimado significa que o termo de Zernike C_2^0 (defoco) é minimizado.
2. É feito um alinhamento no posicionamento da LIO até que sejam minimizadas as inclinações da frente de onda, ou seja, minimizando os termos *tip* e *tilt*.

3. As aberrações como astigmatismo e aberração esférica são então determinadas.
4. Caso seja de interesse, pode-se instalar uma lente logo após a LIO para simular os efeitos causados pela córnea do olho humano.

O foco efetivo da LIO pode ser determinado através de medições sistemáticas do raio de curvatura da frente de onda R_m em função da variação da posição z da fonte pontual. O foco efetivo da LIO é o comprimento focal que satisfaz a Equação (3.8) para lentes finas [9][34]:

$$\frac{1}{f_{\text{eff}}} = \frac{1}{f_{\text{eff}} + (z - z_0)} + \frac{1}{R_m + L_s} \quad (3.8)$$

Onde:

- L_s é a distância entre a LIO e a primeira lente do sistema óptico de *relay*;
- R_m é o raio de curvatura da frente de onda;
- f_{eff} é o foco efetivo da LIO;
- z_0 é a posição da fonte pontual na qual a sua distância à LIO é igual ao seu foco efetivo;
- z é a posição da fonte pontual.

A Figura 3.28, retirada de [9], apresenta um diagrama esquemático em que estes parâmetros podem ser visualizados.

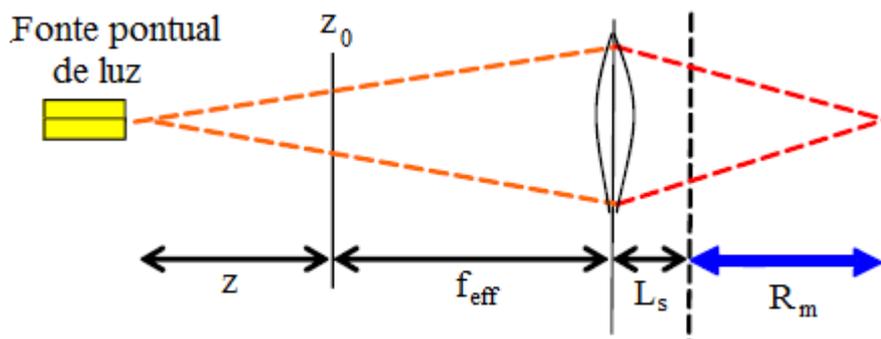


Figura 3.28. Definição de foco efetivo para lentes finas.

A Equação (3.8) pode ser reescrita em função do raio de curvatura da frente de onda R_m :

$$\frac{1}{R_m} = \frac{(z - z_0)}{f_{\text{eff}}^2 + (f_{\text{eff}} - L_s)(z - z_0)} \quad (3.9)$$

Para cada posição z da fonte pontual, a curvatura da frente de onda M pode ser determinada pela Equação (3.10):

$$M = \frac{-4\sqrt{3}C_2^0}{R^2} \quad (3.10)$$

Onde:

- R é o raio da área de decomposição utilizada na reconstrução da frente de onda quando se utilizam os termos de Zernike;
- C_2^0 é o termo defoco dos polinômios de Zernike.

Deve ser observado que à medida que a posição da fonte pontual é variada, o diâmetro de análise que é o diâmetro do *spot* ao atingir o sensor de frente de onda também varia. Esta variação causa variação do foco efetivo calculado, porque a aberração esférica aumenta proporcionalmente ao diâmetro de análise. O foco efetivo é definido a partir de uma aproximação paraxial [34] e seu valor não deveria mudar com a variação do diâmetro de análise. Alternativamente, a Equação (3.11) pode ser utilizada para determinar M. A Equação (3.11) considera os efeitos de termos de alta ordem e neste caso, é esperado que o foco efetivo calculado não varie com o diâmetro de análise.

$$M = - \left[\frac{4\sqrt{3}C_2^0 - 12\sqrt{5}C_4^0 + 24\sqrt{7}C_6^0 - 40\sqrt{9}C_8^0 + 60\sqrt{11}C_{10}^0}{R^2} \right] \quad (3.11)$$

A curvatura M da frente de onda pode ser relacionada com o seu raio de curvatura R_m através da Equação (3.12):

$$M = \frac{1}{R_m} \quad (3.12)$$

A Figura 3.29, retirada de [9], apresenta um exemplo de relação encontrada entre o raio de curvatura da frente de onda R_m em função da posição da fonte pontual z contida na norma (ANSI):

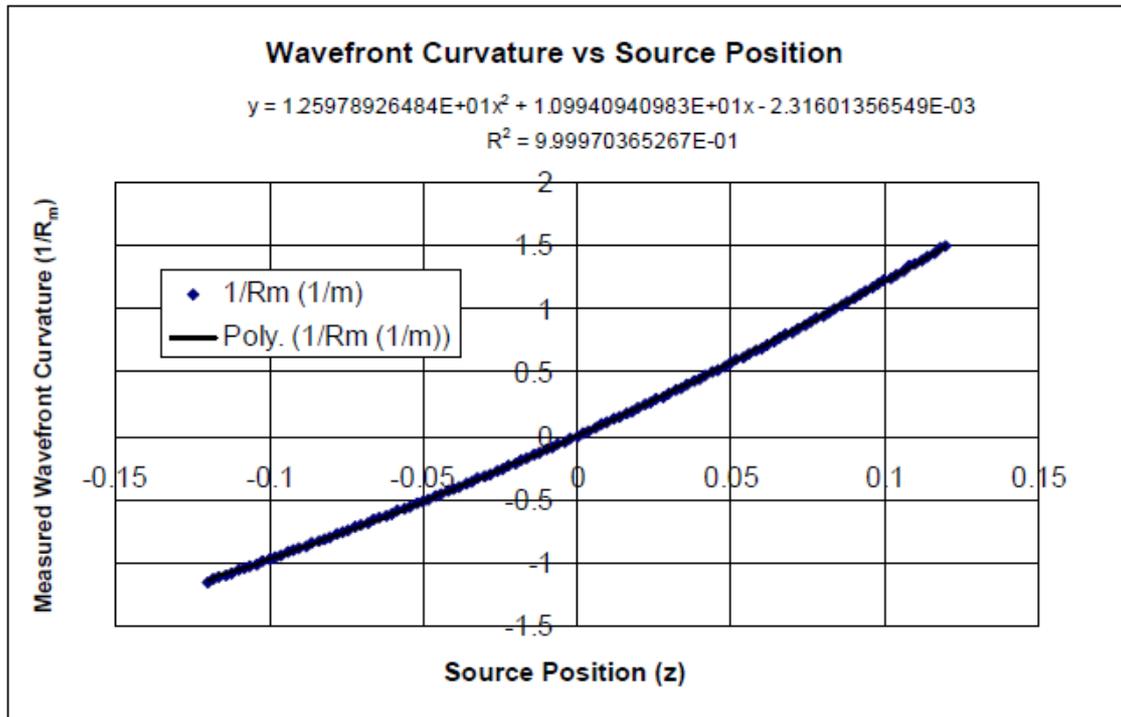


Figura 3.29. Exemplo da relação encontrada para a medida da curvatura da frente de onda R_m em relação à posição da fonte pontual z [9].

Os parâmetros f_{eff} , L_s e z_0 são calculados através do método de mínimos quadrados [60] adequando-se a curva encontrada como resultado da medição à Equação (3.9).

Uma vez que f_{eff} é conhecido e sabendo que neste caso $M=1/f_{\text{eff}}$, então o termo efetivo de Zernike correspondente ao equivalente esférico (defoco) é dado por:

$$C_2^0 = -\frac{R^2 M}{4\sqrt{3}} = -\frac{R^2}{4\sqrt{3}f_{\text{eff}}} \quad (3.13)$$

Os dados da frente de onda medida contêm todas as informações necessárias para a determinação da *Modulation Transfer Function* (MTF). A MTF é calculada a partir da Transformada de Fourier da PSF e consiste em uma maneira de quantificar a qualidade da imagem em termos de contraste, de modo que quanto maior a MTF, maior o contraste da imagem. A Figura 3.30, retirada da norma ANSI Z8030, apresenta a imagem da MTF de uma frente de onda e o seu gráfico.

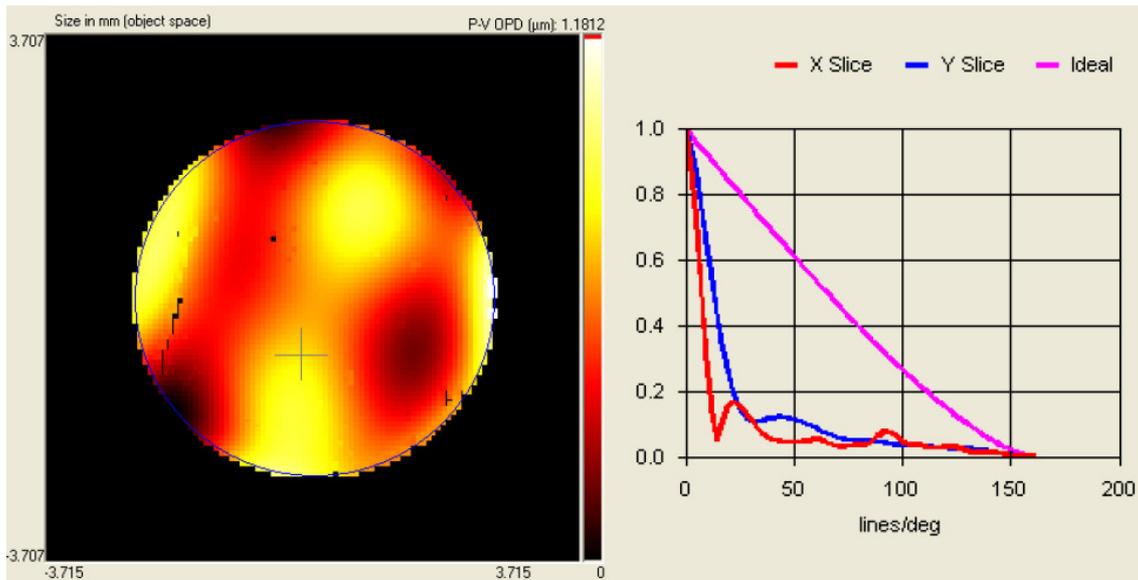


Figura 3.30. Imagem [E] e gráfico da MTF [D] de uma frente de onda arbitrária [9].

A imagem da MTF apresentada na Figura 3.30 representa a Transformada de Fourier da PSF da LIO que foi calculada a partir das aberrações medidas no exemplo da norma. A MTF é a resposta em frequência espacial de um sistema óptico ou de um componente. Também representa o contraste da imagem em função da frequência espacial, medida neste caso em pares de linhas por grau. Esta imagem representa as curvas de contorno da MTF, em que a escala de cores representa os níveis. Analisando esta imagem ora na direção X e ora na direção Y separadamente, se obtêm as curvas apresentadas no gráfico da Figura 3.30. Estas curvas representam a MTF analisada na direção X (vermelho) e na direção Y (azul), em função da frequência espacial (eixo X). Também pode ser observado que a MTF desta LIO está abaixo da curva da MTF ideal teórica apresentada em rosa, como já era esperado. Quanto maior for a curva da MTF, ou mais elevado o nível dos contornos de sua imagem, maior será o contraste da imagem adquirida com o sistema óptico analisado (neste caso é a LIO). Desta forma, a MTF é uma maneira de classificar a qualidade da LIO em termos de contraste da imagem.

3.4. Arranjo experimental desenvolvido para caracterização de LIO's

Nesta seção serão apresentados os componentes utilizados na montagem do circuito óptico, além de detalhes de seu funcionamento, bem características de sistemas nele presentes com o objetivo de caracterizar de LIO's.

3.4.1. Materiais utilizados

Neste trabalho foi realizada a montagem de um circuito óptico composto pelos seguintes componentes ópticos:

- *laser* HeNe 30mW, $\lambda = 632,8\text{nm}$;
- estágio de filtragem espacial com micro-objetiva de abertura numérica igual a 0,20 e *pinhole* de $10\mu\text{m}$ (filtro espacial 1);
- estágio de filtragem espacial com micro-objetiva de abertura numérica igual a 0,11 e *pinhole* de $40\mu\text{m}$ (filtro espacial 2);
- lente com foco de 150mm;
- orifício com abertura circular com diâmetro igual a 10mm;
- orifício com abertura circular com diâmetro igual a 6mm;
- orifício com abertura circular com diâmetro igual a 4mm;
- estágio de translação nos eixos XYZ;
- sistema óptico de *relay* com razão de magnificação igual a 4;
- câmera CCD μEye UI2210-SE-M-GL (Sony), monocromática, 75 fps e resolução de 640x480 (h x v).

3.4.2. Sistemas ópticos de *relay*

Sistemas ópticos de *relay* são sistemas constituídos por duas lentes e utilizados com dois diferentes propósitos: providenciar orientação adequada da imagem e transferir luz de uma região para outra com a possibilidade de criar planos opticamente conjugados em posições espacialmente distintas, ou seja, garantir que um plano A e um plano B exibam um perfil de fase (frente de onda) idêntico, apesar de a luz ter se propagado entre A e B. Sem o sistema de *relay*, a luz que se propaga de A para B em geral tem seu perfil de fase (frente de onda) alterado, exceto se a frente de onda for perfeitamente plana. Já que a frente de onda não é perfeitamente plana ao atravessar

uma LIO, existem duas possibilidades para medi-la como se pretende neste trabalho. Ou o sensor de imagem é colocado colado na lente ou em um plano distante conjugado com o seu plano de saída, através de um sistema de *relay*. Se o sistema de *relay* não for utilizado, a forma da frente de onda (proporcional à forma da lente) apresentar-se-á ao sensor já alterada. A Figura 3.31 apresenta um diagrama esquemático contendo os parâmetros envolvidos na especificação de um sistema óptico de *relay*.

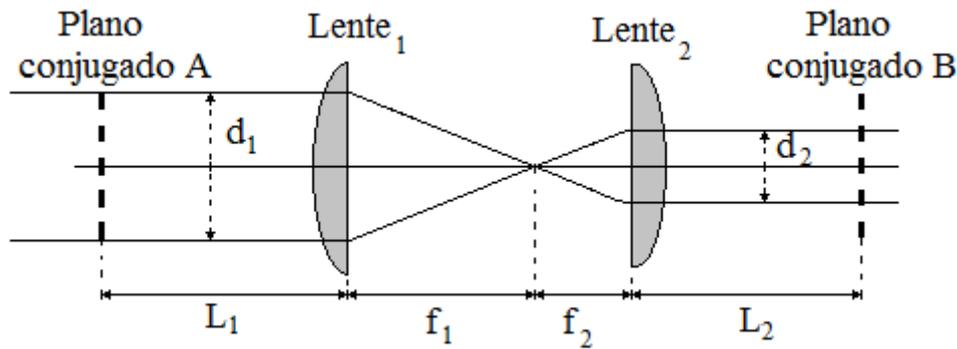


Figura 3.31. Diagrama esquemático de um sistema óptico de *relay* e seus parâmetros.

Os parâmetros envolvidos na especificação de um sistema óptico de *relay* apresentados na Figura 3.31 são:

1. L_1 é a distância entre a lente₁ e o plano conjugado A;
2. d_1 é o diâmetro do *spot* no plano conjugado A (entrada);
3. f_1 é a distância focal da lente₁;
4. f_2 é a distância focal da lente₂;
5. L_2 é a distância entre a lente₂ e o plano conjugado B;
6. d_2 é o diâmetro do *spot* no plano conjugado B (saída).

Os sistemas ópticos de *relay* possibilitam alteração do diâmetro do feixe de acordo com a Equação (3.14), onde M_T é a magnificação transversal. Se f_1 for maior que f_2 , o sistema apresentará magnificação do feixe ($M_T > 1$). Caso contrário apresentará demagnificação ($M_T < 1$).

$$\frac{f_1}{f_2} = \frac{d_1}{d_2} = M_T \quad (3.14)$$

As distâncias L_1 e L_2 se relacionam de acordo com a Equação (3.15):

$$L_2 = \frac{f_2(f_1^2 + f_1 f_2 - L_1 f_2)}{f_1^2} \quad (3.15)$$

Os termos magnificação transversal M_T e magnificação longitudinal $M_L = M_T^2$, só devem ser empregados quando houver formação de imagem no sistema de *relay*. Os sistemas de *relay* também podem ser utilizados mesmo não havendo imagem (lente₁: objeto no infinito, imagem no ponto focal; lente₂: objeto no ponto focal, imagem no infinito). Neste caso seria mais conveniente classificar o sistema como sistema afocal, cujo objetivo é somente conjugar a fase da frente de onda.

3.4.3. Circuito óptico e alinhamento

Para o método de caracterização de LIO's proposto neste trabalho foi montado um circuito óptico em mesa óptica apropriada. A mesa feita de aço inoxidável possui roscas para parafuso igualmente espaçadas por toda a sua superfície. Além disso, sua estrutura é devidamente montada para evitar que haja vibrações oriundas de fontes externas. A Figura 3.32 apresenta o diagrama esquemático do circuito óptico desenvolvido com destaque para os seus componentes.

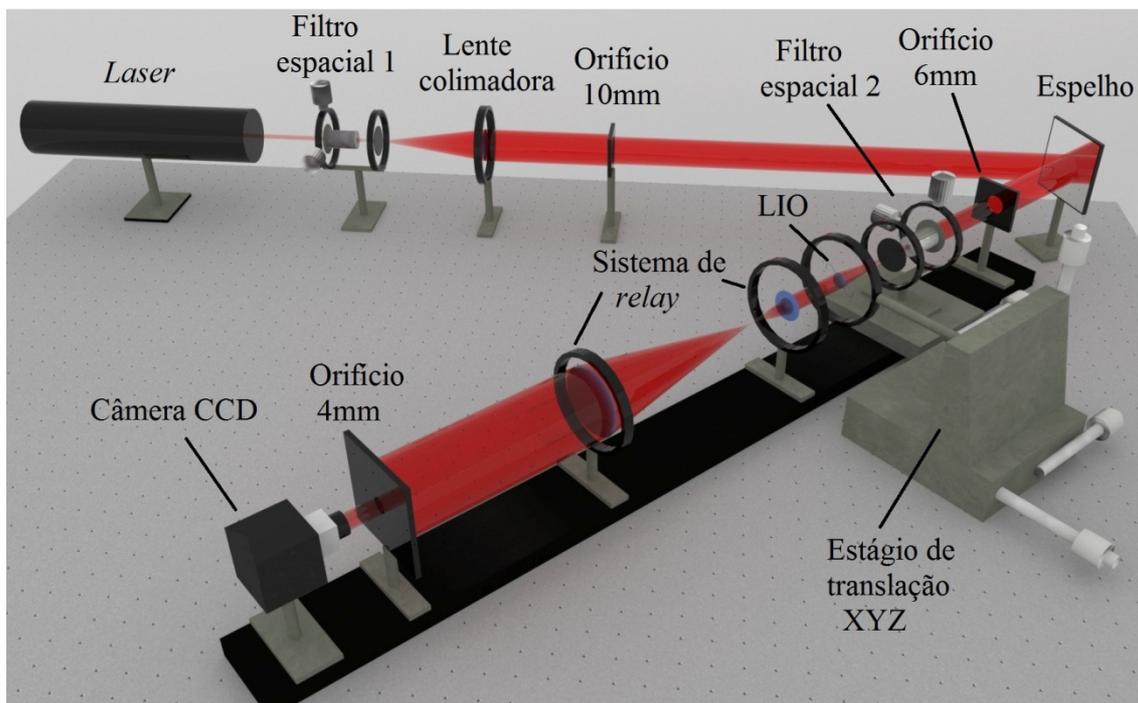


Figura 3.32. Diagrama esquemático do circuito óptico para caracterização de LIO's.

O primeiro componente a ser atravessado pelo *laser* é um filtro espacial que é uma estrutura utilizada para remover os modos espaciais periféricos do *laser*, favorecendo a transmissão apenas do modo espacial principal na região central. Isso é necessário para garantir um feixe com perfil de intensidade mais uniforme. Esses modos espaciais adicionais são mais susceptíveis à cintilação, que são flutuações aleatórias do

feixe de *laser*. Estas flutuações, que também são conhecidas como ruídos espaciais, são originadas pelo fato de o feixe de *laser* apresentar variações de intensidade ao longo do seu perfil por defeitos ópticos ou por atravessar partículas presentes no ar. A filtragem espacial consiste em fazer o feixe de *laser* atravessar uma lente convergente (micro-objetiva) concentrando todo o feixe em um único ponto (foco) e em seguida passar por um orifício (*pinhole*) que serve para remover grande parte do ruído espacial, como mostra a Figura 3.33 (a), onde também pode ser observado que o feixe de saída é difratado pelo *pinhole* passando a possuir caráter dispersivo. Após passar pelo *pinhole* o perfil de intensidade do feixe de *laser* fica bem definido em uma estrutura de anéis, com perfil resultante que pode ser descrito como uma função sinc^2 [1][34] em que a região circular central, com perfil aproximadamente Gaussiano é aquela que contém a maior intensidade e quanto mais periférico for um anel, menor intensidade aquele ponto terá, como mostra a imagem binarizada (a imagem original é em escalas de cinza) apresentada na Figura 3.33 (b).

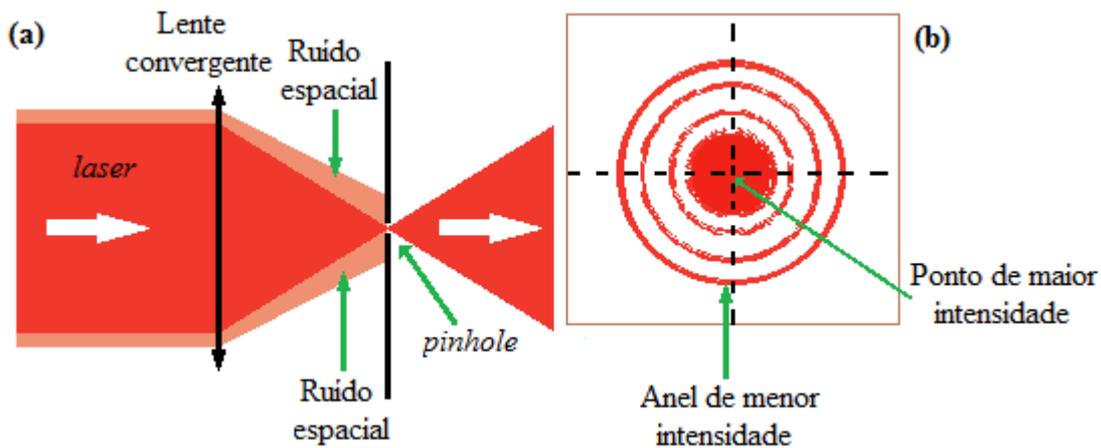


Figura 3.33. (a) Diagrama esquemático do funcionamento de um filtro espacial. (b) Perfil de intensidade do feixe de *laser* após atravessar o filtro espacial.

Após atravessar o filtro espacial, o feixe atravessa uma lente que tem como objetivo transformar o feixe de caráter dispersivo em um feixe colimado, ou seja, com frentes de ondas planas e paralelas com diâmetro constante. O orifício com abertura de 10mm tem o objetivo de remover as bordas do feixe deixando passar somente a parte central que possui ainda menos ruído. Logo em seguida o feixe atravessa um orifício com abertura de 6mm que serve para tornar o diâmetro do feixe igual ao diâmetro da micro-objetiva do filtro espacial 2. Este filtro tem como objetivo filtrar ainda mais o ruído espacial e transformar o feixe que era colimado em uma fonte pontual de luz (com perfil esférico) que irá atravessar a LIO a ser medida, um sistema óptico de *relay* e um

orifício com abertura de 4mm para preservar somente a porção do feixe que finalmente irá atingir o sensor de frentes de onda composto pela câmera CCD e uma matriz de microlentes. Este *setup* experimental possui um paquímetro instalado para fornecer a distância entre o *pinhole* do filtro espacial 2 e o plano onde é instalada a LIO a ser medida.

A Figura 3.34 apresenta uma fotografia do circuito óptico desenvolvido com os seus componentes indicados.

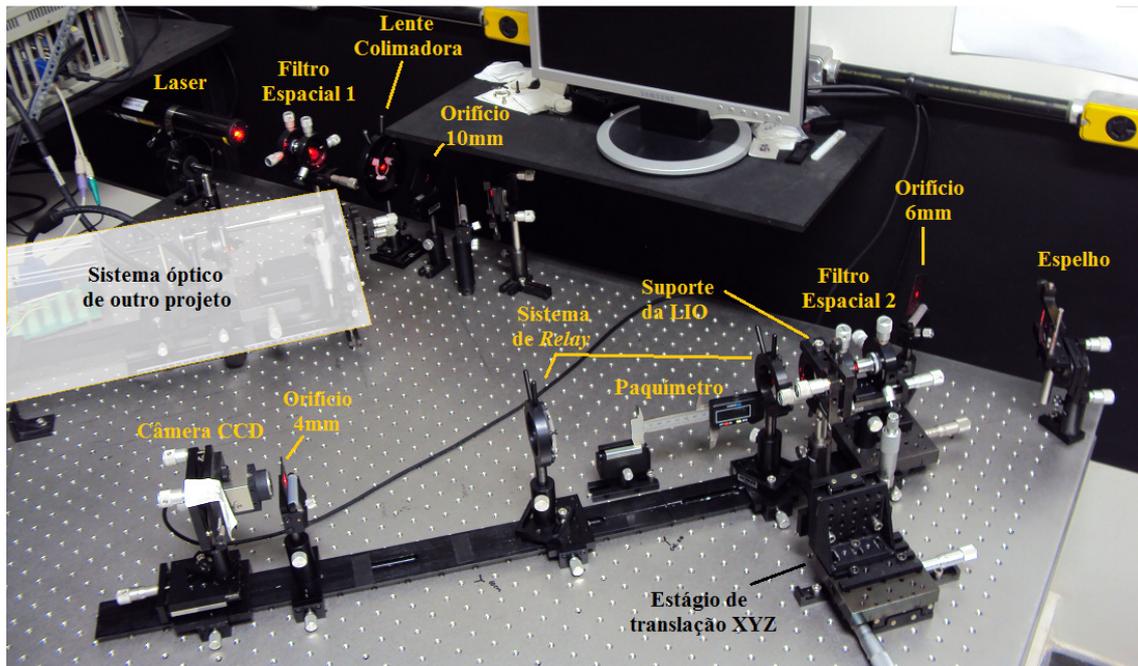


Figura 3.34. Fotografia do circuito óptico para caracterização de LIO's.

3.5. Metodologia proposta para caracterização de LIO's

Este trabalho propõe uma nova metodologia para caracterizar LIO's baseada na norma (ANSI) [9]. Existem pequenas modificações no arranjo experimental com o objetivo de simplificar o procedimento estabelecido pela norma. Em termos estruturais o *setup* experimental é semelhante ao estabelecido pela norma, havendo diferença quanto ao dispositivo instalado para medir a distância entre a fonte pontual e a LIO, que neste caso foi utilizado um paquímetro.

Os procedimentos para caracterização contidos na norma e descritos na Seção 3.3 deste trabalho, confirmam que somente após medições sucessivas, cálculos e método de otimização para estimação de parâmetros as aberrações inseridas pela LIO podem ser então determinadas. A grande vantagem do método proposto é possibilitar

que estas aberrações sejam quantificadas a partir de uma única medição, desta maneira espera-se que o procedimento seja mais simples e que possa ser concluído em menor tempo. O tempo de medição é importante, sobretudo quando se deseja caracterizar LIO's em linhas de produção. Abaixo se encontra uma descrição passo a passo de como é o procedimento proposto neste trabalho para caracterização de LIO's:

1. Marcar o modo de operação do *FrontSurfer* para aquisição da amostra principal e de referência a serem obtidas ambas pela câmera conforme apresentado na Figura 3.35.

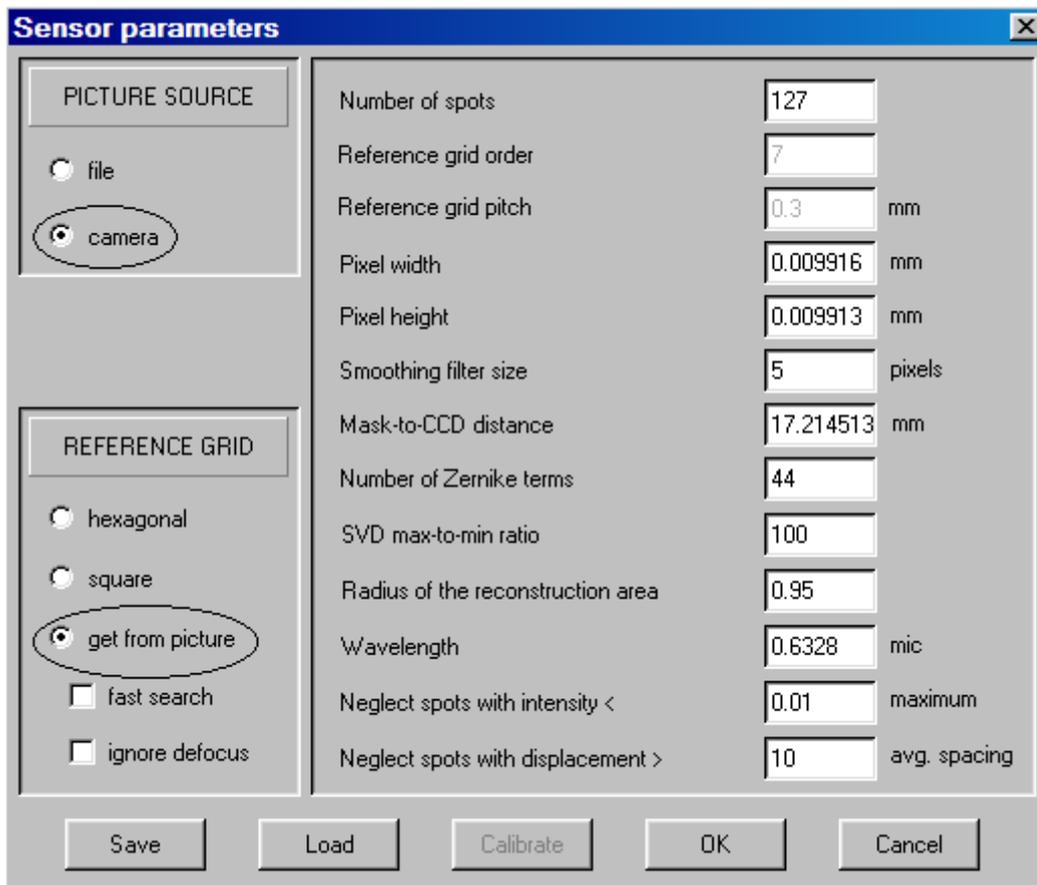


Figura 3.35. Modo de operação do *FrontSurfer* utilizado no passo 1 da metodologia.

2. Capturar uma amostra para referência (sem a LIO inserida no sistema) e em seguida sem variar a posição da fonte pontual captura-se uma amostra principal (com a LIO já inserida no sistema).
3. Utilizar o ajuste em tempo real para minimizar as amplitudes dos termos *tip* e *tilt*. As amplitudes dos termos coma já foram minimizadas previamente na etapa de alinhamento do circuito óptico. As telas do *FrontSurfer* resultantes deste procedimento estão apresentadas na Figura 3.36 e na Figura 3.37.

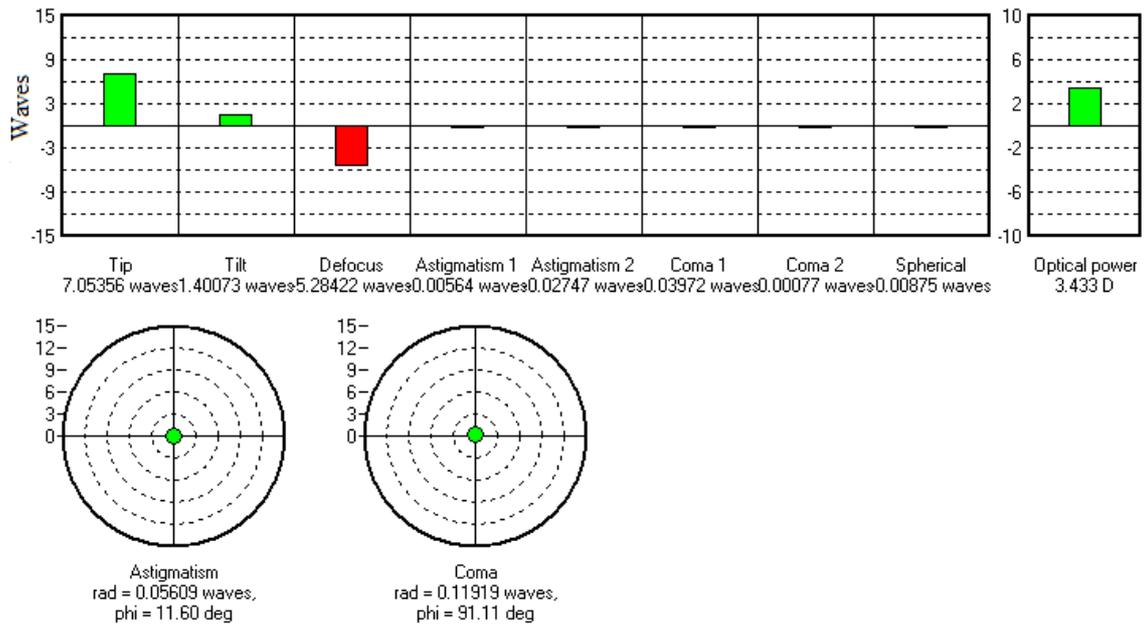


Figura 3.36. Tela de ajuste em tempo real do *FrontSurfer* com presença dos termos *tip* e *tilt*.

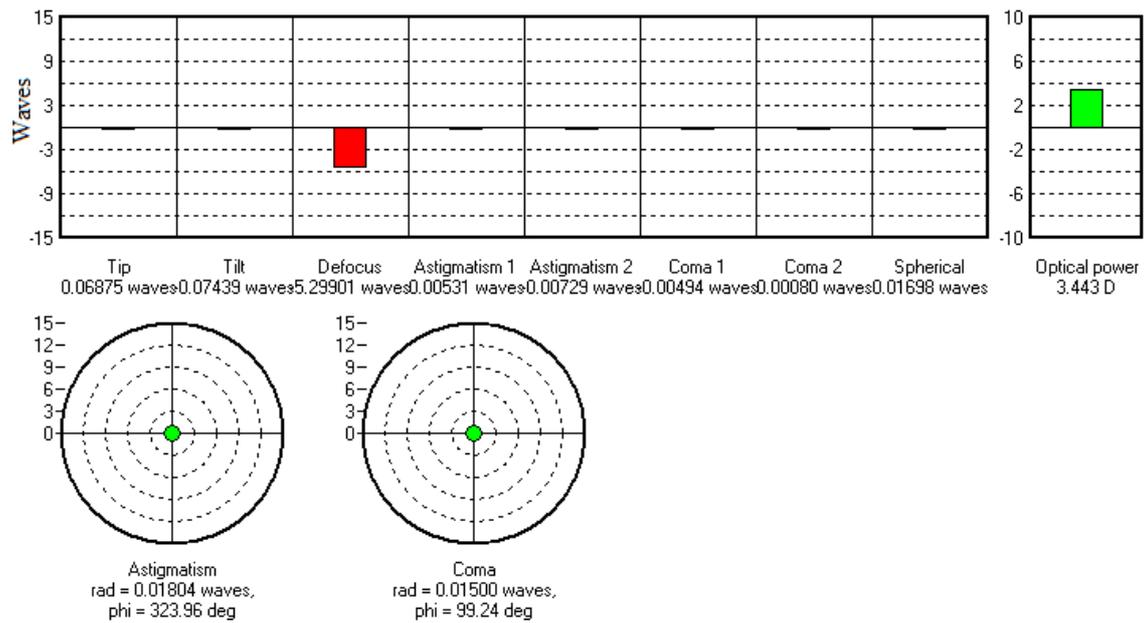


Figura 3.37. Tela de ajuste em tempo real do *FrontSurfer* com as amplitudes dos termos *tip* e *tilt* minimizadas.

4. Marcar o modo de operação do *FrontSurfer* para aquisição da amostra principal pela câmera e a amostra de referência ser absoluta (*grid* de referência hexagonal), conforme mostrado na Figura 3.38.

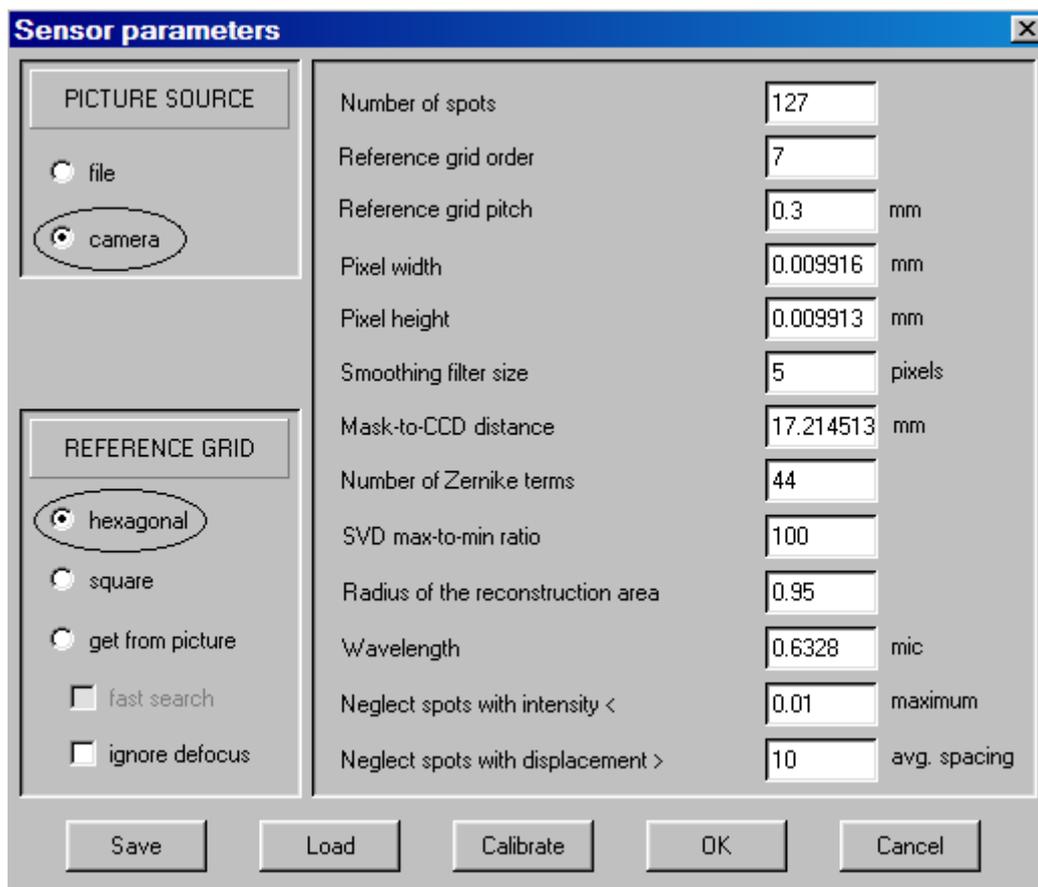


Figura 3.38. Modo de operação do FrontSurfer utilizado no passo 4 da metodologia.

5. Utilizar o ajuste em tempo real para minimizar termo defoco variando-se a posição da fonte pontual como mostra a Figura 3.39 e a Figura 3.40. A minimização desse termo indica que o feixe que atinge o sensor está colimado, ou seja, a distância entre a fonte pontual e a LIO é igual à distância focal da LIO, que é informada pelo paquímetro instalado no *setup* óptico. O paquímetro tem o objetivo de indicar a distância em milímetros entre a fonte pontual e a LIO e possui resolução de 0,01mm. Esta resolução é compatível com a distância focal que se deseja medir.

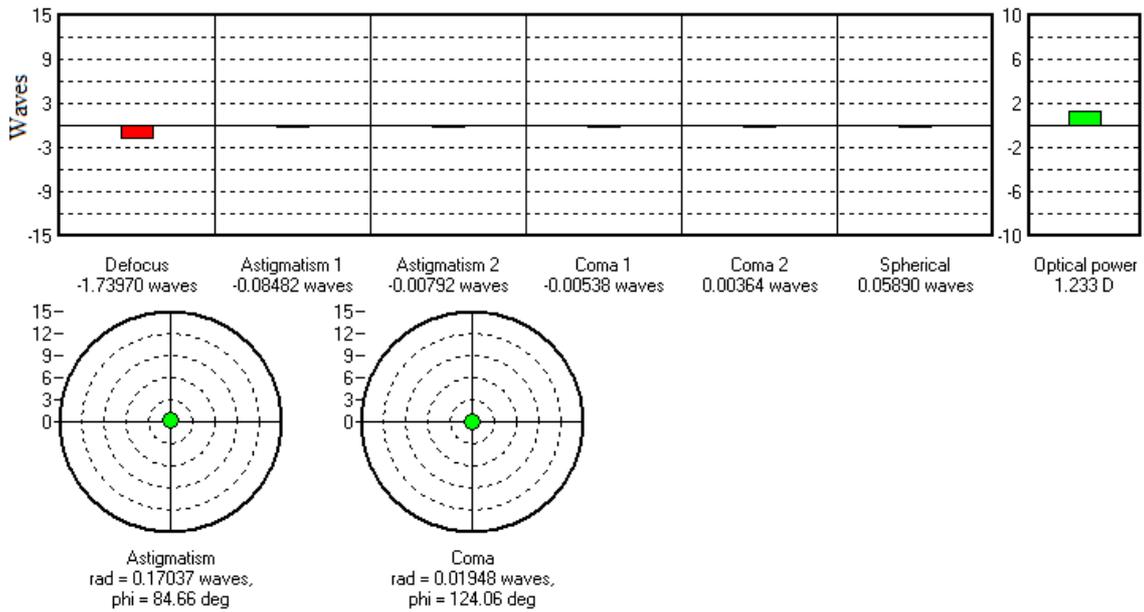


Figura 3.39. Tela de ajuste em tempo real do FrontSurfer com presença do termo defoco.

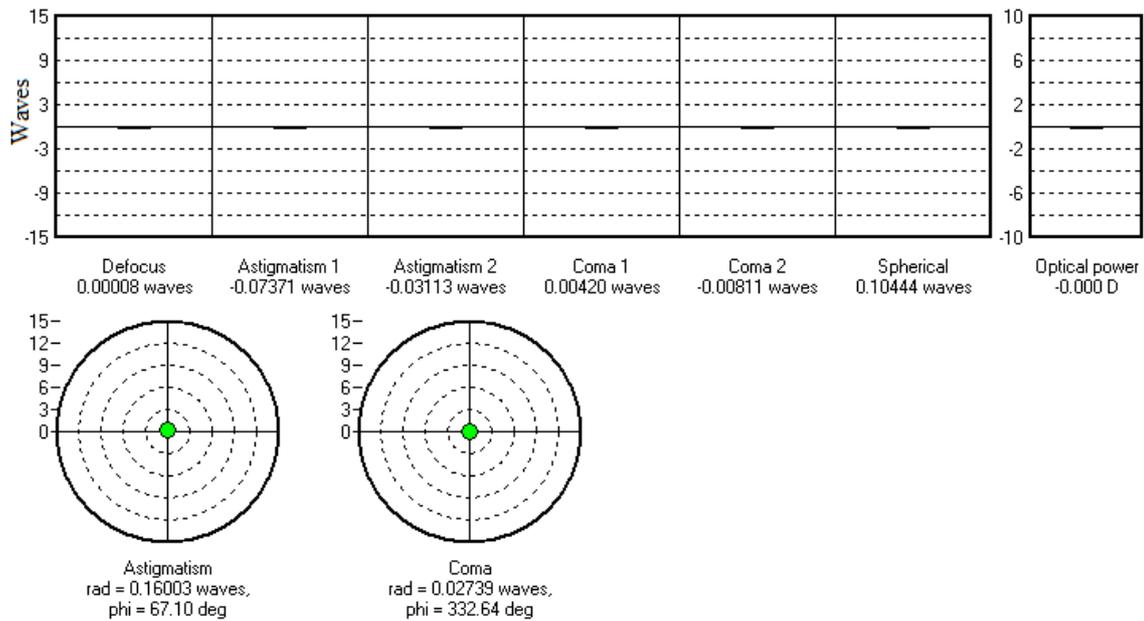


Figura 3.40. Tela de ajuste em tempo real do FrontSurfer com a amplitude do termo defoco minimizada.

6. Retirar a LIO do caminho óptico do feixe através dos ajustes micrométricos contidos na peça que a suporta.
7. Marcar o modo de operação do *FrontSurfer* para aquisição da amostra principal e de referência a serem obtidas ambas pela câmera que é o mesmo modo de operação apresentado na Figura 3.35.
8. Sem alterar a posição da fonte pontual, capturar a amostra de referência.
9. Reposicionar a LIO no caminho óptico do feixe através dos ajustes micrométricos contidos na peça que a suporta.

10. Utilizar o ajuste em tempo real para minimizar possível desalinhamento, ou seja, as amplitudes dos termos *tip* e *tilt* mostrados na Figura 3.41 e na Figura 3.42.

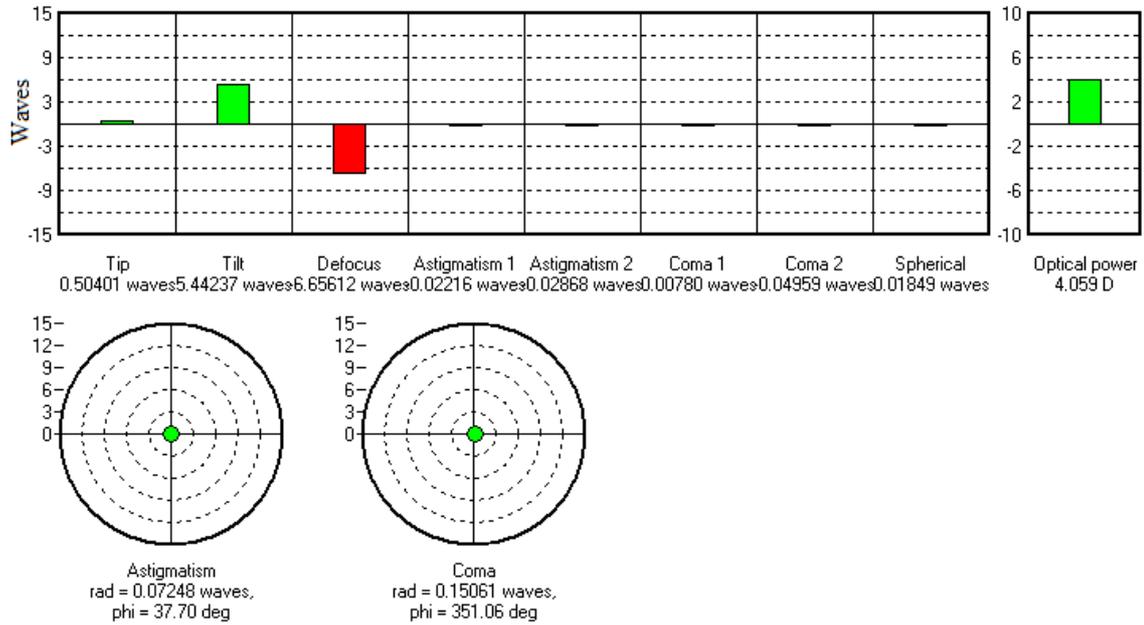


Figura 3.41. Tela de ajuste em tempo real do FrontSurfer com a LIO inserida no sistema sem minimização das amplitudes dos termos *tip* e *tilt*.

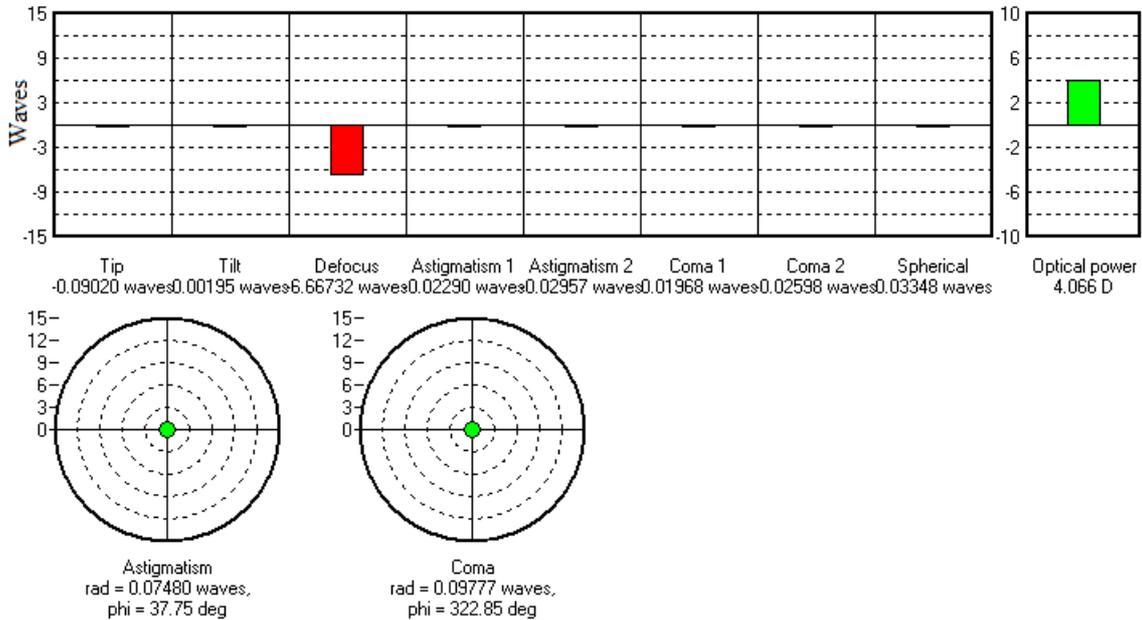


Figura 3.42. Tela de ajuste em tempo real do FrontSurfer com a LIO inserida no sistema com as amplitudes dos termos *tip* e *tilt* minimizadas.

11. Capturar a imagem principal e determinar todas as principais aberrações inseridas pela LIO com o *FrontSurfer* como mostra a Figura 3.43.

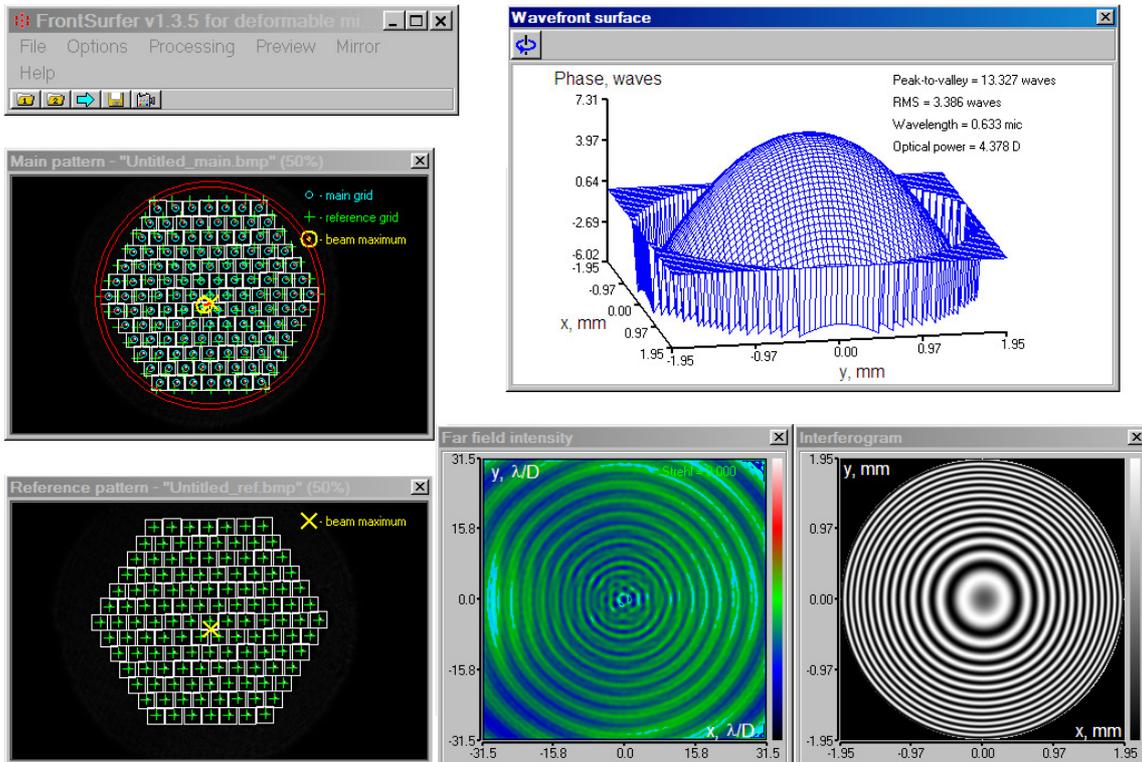


Figura 3.43. Tela contendo o resultado final da metodologia de caracterização de LIO.

O relatório final deste exemplo está apresentado na Figura 3.44. Observa-se que o termo de maior amplitude é o termo defoco (*focus*).

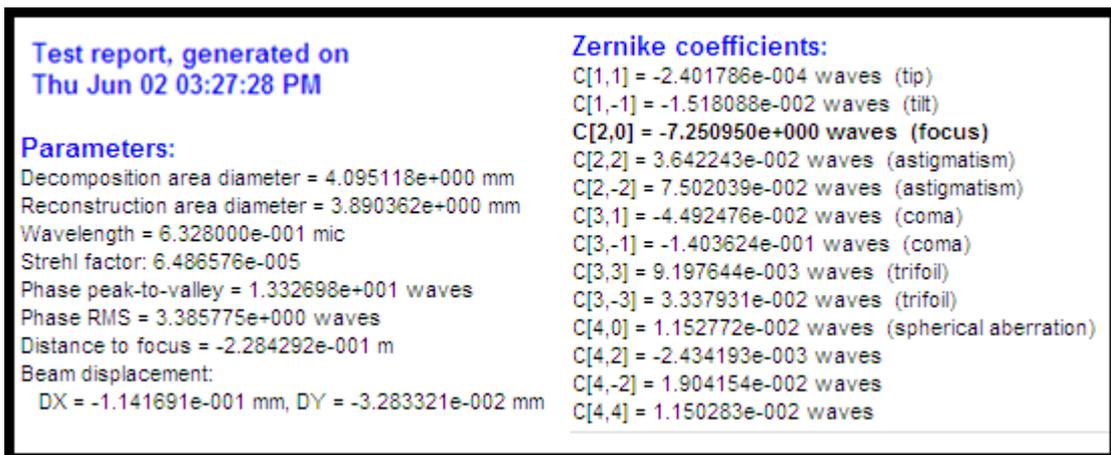


Figura 3.44. Tela contendo o relatório final de aberrações da LIO utilizada neste exemplo.

12. Após coletar os coeficientes de Zernike fornecidos pelo *FrontSurfer*, a MTF da LIO pode ser calculada através de operações que estão descritas na Seção 2.3.5 deste trabalho. Os coeficientes de Zernike devem ser obtidos com o parâmetro “ignore

defocus” (ver Figura 3.4) marcado, para descartar o termo defoco, preservando apenas as demais aberrações inseridas pela LIO. Com o emprego de um *software* de processamento de imagens [63], a MTF da LIO é determinada. A imagem da MTF da LIO está apresentada na Figura 3.45.

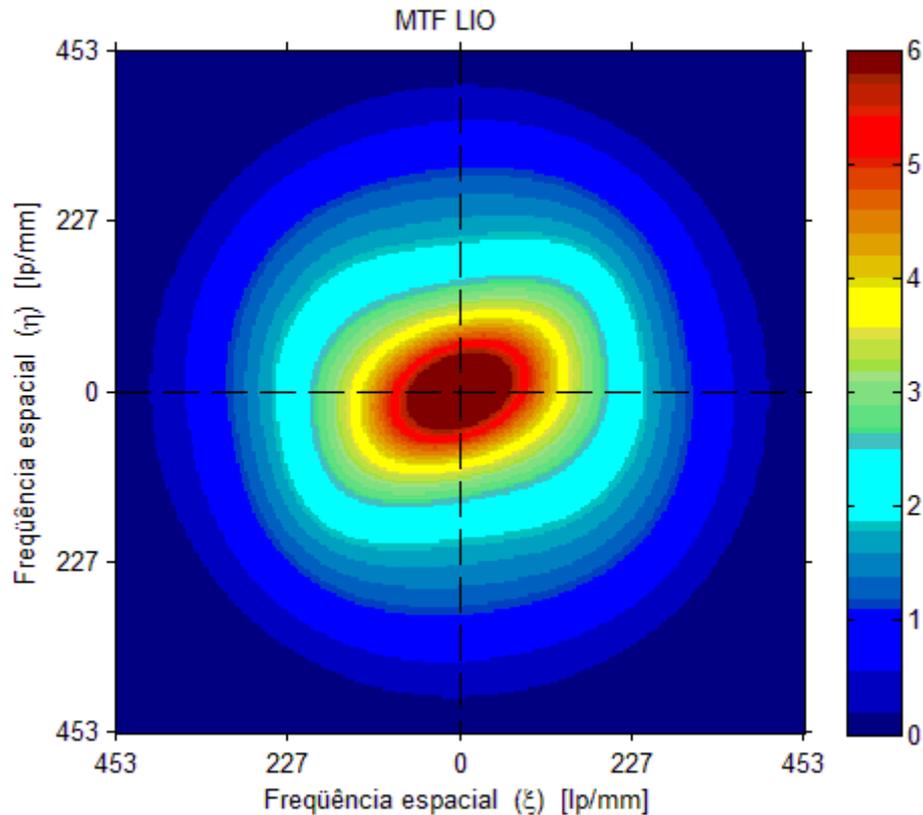


Figura 3.45. MTF da LIO.

Analisando a Figura 3.45, as escalas de cores representam o nível das curvas de contorno apresentadas na imagem, que são os níveis de contraste em função das frequências espaciais ξ e η medidas em pares de linhas por milímetro. Também pode ser observado que a MTF máxima da LIO ocorre no ponto central. À medida que se desloca para as extremidades da imagem a partir do ponto central (aumento da frequência espacial), a MTF diminui, indicando que o contraste da imagem diminui nas altas frequências espaciais. Também pode ser observado que a imagem não é simétrica ao eixo óptico. Isto ocorre porque a LIO medida sofre influência de aberrações não simétricas, como astigmatismo ou coma.

13. Determinar o erro de medida entre a distância focal da LIO medida pelo paquímetro e convertida para dioptrias e o poder dióptrico calculado a partir do termo defoco. O poder dióptrico da LIO pode ser obtido a partir do termo de Zernike C_2^0 medido em *waves* através da Equação (3.16).

$$D_{LIO} = \frac{4 * C_2^0 * \lambda}{\left(\frac{D_c}{2}\right)^2} * \left(\frac{D_M}{D_F}\right)^2 \quad (3.16)$$

Onde:

- D_{LIO} é o poder dióptrico total da LIO;
- C_2^0 é o termo de Zernike defoco em *waves*;
- λ é o comprimento de onda em μm ;
- D_c é o diâmetro de decomposição medido pelo *FrontSurfer* em mm;
- D_M é o diâmetro total do feixe que deixa a lente₂ do sistema de *relay* em mm;
- D_F é o diâmetro total do feixe que incide na lente₁ do sistema de *relay* em mm.

O poder dióptrico da LIO pode ser relacionado com a sua distância focal como mostra a Equação (3.17):

$$D_{LIO} = \frac{1000 * n_m}{f_{LIO}} \quad (3.17)$$

Onde:

- D_{LIO} é o poder dióptrico da LIO em dioptrias;
- f_{LIO} é o comprimento focal da LIO em mm;
- n_m é o índice de refração do meio (neste caso o meio é o ar).

Neste ensaio o paquímetro forneceu uma medida de 38,79mm quando o feixe que atingiu o sensor estava colimado (passo 5 desta metodologia). O paquímetro foi calibrado utilizando-se uma lente com foco igual a 50mm, e posteriormente afastado 3mm do ajuste inicial devido a um ajuste fino de alinhamento que foi feito, pois a lente com foco igual a 50mm é mais espessa que a LIO, apesar de ter um diâmetro de aproximadamente 4 vezes maior. Devido a esse ajuste, a distância entre a LIO e a fonte pontual é dada pela diferença entre a medida fornecida pelo paquímetro e 53mm. Como o paquímetro forneceu a medida de 38,79mm, o foco da LIO em questão no ar (f_{paq}) é dado pela diferença entre essa medida e 53mm, resultando em $f_{\text{paq}} = 14,21\text{mm}$. O valor de f_{paq} pode ser convertido em dioptrias através da Equação (3.17). Desta maneira, o erro percentual de medida entre os poderes dióptricos encontrados pelo paquímetro (D_{paq}) e calculado a partir do termo defoco (D_{LIO}) é dado pela Equação (3.18):

$$E_{\text{dioptria}} \% = 100 * \left| 1 - \frac{D_{\text{LIO}}}{D_{\text{paq}}} \right| \quad (3.18)$$

A Tabela 3.2 apresenta valores encontrados neste ensaio utilizado como exemplo da metodologia:

Tabela 3.2. *Parâmetros envolvidos no ensaio utilizado como exemplo da metodologia.*

Parâmetro	Unidade	Valor
C_2^0	waves	7,250950
λ	μm	0,6328
n_m	-	1
D_c	mm	4,095118
D_M	mm	17,8
D_F	mm	4,45
D_{LIO}	D	70,04
f_{paq}	mm	14,21
D_{paq}	D	70,37
E_{dioptria}	%	0,47

3.6. Circuito óptico versus Norma ANSI Z8030

A Figura 3.46 apresenta os diagramas esquemáticos do arranjo experimental apresentado pela norma ANSI Z8030 (a) e do circuito óptico desenvolvido neste trabalho (b).

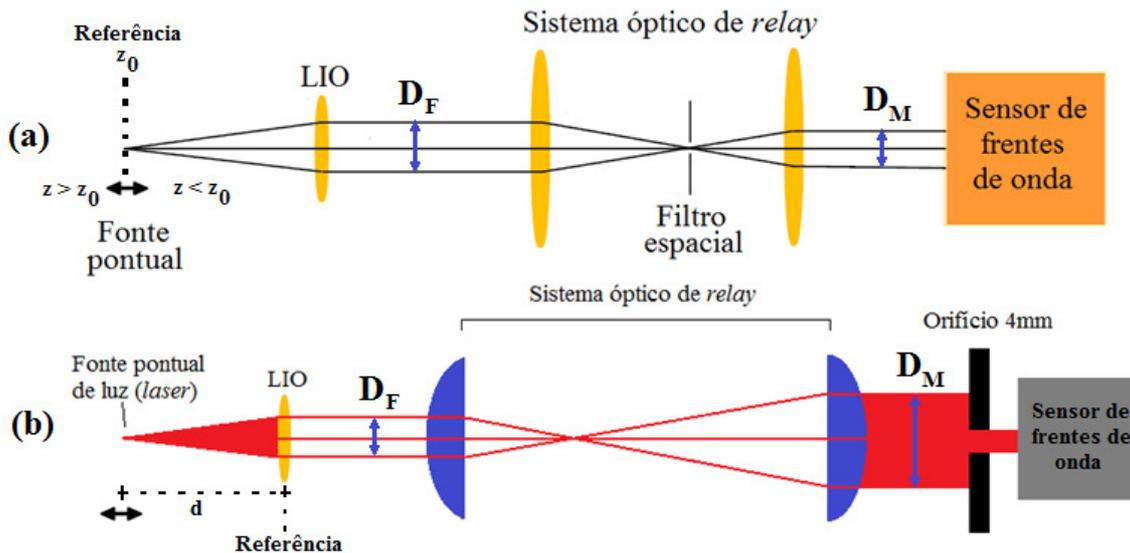


Figura 3.46. Diagramas esquemáticos do setup experimental da norma Ansi Z8030 (a) e do circuito óptico desenvolvido neste trabalho (b).

O arranjo experimental da norma Z8030 possui um sensor de posição do tipo encoder para determinar a posição z da fonte pontual em relação à posição de referência z_0 , como mostra a Figura 3.46 (a). A posição z_0 é determinada quando o sensor de frentes de onda detecta um feixe colimado, ou seja, o termo defoco é minimizado e a distância entre a fonte pontual e a LIO é igual a distância focal da LIO. O encoder é utilizado durante o procedimento de medições sucessivas para determinar o termo defoco equivalente da LIO.

O circuito óptico desenvolvido neste trabalho apresentado na Figura 3.46 (b), possui um paquímetro que determina a distância da fonte pontual em relação à posição da LIO. Neste caso a posição de referência é o plano de aberração, onde está instalada a LIO. O paquímetro é utilizado para determinar o erro de medida entre o poder dióptrico da LIO calculado pelo de Zernike defoco obtido pelo sensor de frentes de onda e o calculado pela distância focal da LIO medida com o paquímetro.

Analisando Figura 3.46, pode ser observado que o sistema óptico de *relay* da norma apresenta demagnificação do feixe ($D_F > D_M$) enquanto o do circuito óptico apresenta magnificação do feixe ($D_M > D_F$). O diagrama esquemático apresentado pela norma não considera a correta configuração das lentes do sistema óptico de *relay*. A curvatura maior da lente 1 deve apontar para a fonte pontual e a da lente 2 para o sensor de frentes de onda, como mostra o diagrama esquemático do circuito óptico apresentado na Figura 3.46 (b). Esta configuração permite que a aberração esférica inserida por estas lentes seja minimizada.

O filtro espacial apresentado no diagrama esquemático da norma é composto por um orifício, diferentemente do filtro espacial que compõe a fonte pontual utilizada neste trabalho, composta por uma micro-objetiva e um *pinhole*.

4. Resultados

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos para caracterização de sete LIO's esféricas e três LIO's tóricas, fornecidas pela empresa Mediphacos Ltda. As dez LIO's foram previamente caracterizadas, utilizando o equipamento IOLA que a empresa Mediphacos possui.

4.1. Poder dióptrico

Sete LIO's esféricas foram fornecidas pela empresa Mediphacos. Os dados das LIO's fornecidos pela empresa estão apresentados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1. *Dados das LIO's fornecidos pela empresa Mediphacos.*

#	Dioptria de projeto [D]	Curvatura Ant. Medida [mm]	Curvatura Post. Medida [mm]	Esp. Central Medida [mm]	Diop. Medida (IOLA) [D]	MTF Medido em 100 [lp/mm]
1	22,0	10,27	22,32	0,885	22,50	0,60
2	22,0	10,28	22,32	0,889	22,42	0,65
3	22,0	10,29	22,32	0,881	22,52	0,65
4	25,0	9,04	19,62	0,980	25,66	0,61
5	25,0	9,05	19,62	0,981	25,64	0,64
6	25,0	9,05	19,62	0,979	25,62	0,59
7	25,0	9,05	19,62	0,981	25,73	0,61

A segunda coluna da Tabela 4.1 apresenta os valores das dioptrias do projeto de cada LIO. Cada LIO foi fabricada pela empresa com o objetivo de apresentar este poder dióptrico. No entanto, existe pequena diferença entre os valores desejados pelo projeto e os valores apresentados na sexta coluna da Tabela 4.1 que são os valores obtidos através de medições dessas lentes fabricadas com o instrumento IOLA. Esta diferença pode ser atribuída a erros de alinhamento da lente no processo de medição, limitações da faixa de precisão do equipamento IOLA e também do processo de fabricação das lentes.

A medição destas LIO's com o IOLA foi feita em solução salina para simular as condições naturais do olho humano. Desta maneira, o equipamento fornece o valor de poder dióptrico da LIO como se já inserida no olho. A Equação (4.1) permite a conversão dos valores de dioptria das LIO's obtidas no meio da solução para o meio ar e vice-versa [45].

$$D_{ar} = D_{sol} * \frac{(n_1 - n_{ar})}{(n_1 - n_{solução})} \quad (4.1)$$

Onde:

- D_{ar} é a dioptria da LIO no ar;
- D_{sol} é a dioptria da LIO no meio aquoso (essa é a dioptria fornecida pela empresa Mediphacos, contida na sexta coluna da Tabela 1);
- n_1 é o índice de refração da LIO = 1,4930¹⁵;
- n_{ar} é o índice de refração do ar = 1;
- $n_{solução}$ é o índice de refração da solução aquosa = 1,3350.

A Equação (4.2), também chamada de equação de lentes espessas, pode ser utilizada para calcular a distância focal das LIO's no meio (ar), a partir dos dados de raios de curvaturas anterior e posterior das LIO's medidos pelo instrumento Brassiola [64] e de sua espessura central medida com um micrômetro digital que estão apresentados na Tabela 4.1.

$$\frac{1}{f_{calc}} = \frac{(n_1 - n_m)}{n_m * R_1} - \frac{(n_1 - n_m)}{n_m * R_2} + \frac{(n_1 - n_m)^2 * t}{n_m * n_1 * R_1 * R_2} \quad (4.2)$$

Onde:

- f_{calc} é a distância focal da LIO no ar em mm;
- n_1 é o índice de refração da LIO = 1,4930;
- n_m é o índice de refração do ar = 1;
- R_1 é a curvatura anterior em mm;
- R_2 é a curvatura posterior em mm (entra na Equação com sinal negativo, pois as LIO's são biconvexas);
- t é a espessura central da LIO em mm.

Os valores das distâncias focais calculadas pela Equação (4.2) estão contidos na Tabela 4.2:

¹⁵ Nos relatórios de medida fornecidos pela empresa Mediphacos, o valor de n_1 utilizado no denominador da Equação (4.1) é igual a 1,4920.

Tabela 4.2. Foco das LIO's em mm calculados a partir dos raios de curvatura das LIO's.

#	1	2	3	4	5	6	7
f_{calc} [mm]	14,40	14,41	14,41	12,70	12,71	12,71	12,71

O procedimento para o cálculo do poder dióptrico a partir do termo de Zernike defoco (segunda coluna da Tabela 4.3) foi descrito no Capítulo 3 deste trabalho através da Equação (3.16). Os erros de medida do *setup* entre os poderes dióptricos calculados a partir da distância focal indicada pelo paquímetro e a partir do termo de Zernike C_2^0 (defoco) estão apresentados na última coluna da Tabela 4.3 e são calculados utilizando a Equação (3.18).

Tabela 4.3. Dados obtidos com o ensaio experimental utilizando o *setup* e a metodologia proposta no trabalho.

#	D_{setup} Calculado pelo termo C_2^0 [D]	D_{paq} [mm]	C_2^0 [waves] Defoco	C_4^0 [waves] Aberração esférica	Diâmetro de decomposição [mm]	E_{dioptria} [%]
1	70,15	70,82	-7,272068	3,776163e-002	4,097856	0,95
2	70,40	71,07	-7,306358	2,829696e-002	4,100407	0,94
3	71,46	72,31	-7,431294	3,520658e-002	4,104370	1,18
4	78,83	79,87	-8,338022	4,969965e-002	4,139463	1,30
5	79,36	80,39	-8,396604	4,149580e-002	4,140064	1,28
6	78,71	79,55	-8,316946	1,176348e-002	4,137231	1,06
7	81,43	82,78	-8,670220	4,830127e-002	4,153074	1,63

Utilizando a relação apresentada pela Equação (3.17), as dioptrias das LIO's podem ser calculadas a partir dos dados das distâncias focais calculadas pelos raios de curvatura das LIO's e de sua espessura central. Os valores obtidos para as dioptrias das LIO's no ar fornecidos pela empresa Mediphacos (sexta coluna da Tabela 4.1) (D_{med}), os calculados através da relação apresentada pela Equação (3.17), a partir dos focos obtidos pela Equação (4.2) (D_{calc}) e os obtidos pelo *setup* experimental (D_{setup}) estão contidos na Tabela 4.4. O poder dióptrico D_{med} foi convertido para o meio ar através da Equação (4.1).

Tabela 4.4. Comparação das dioptrias.

#	D_{med} (ar) [D]	D_{calc} (ar) [D]	D_{setup} (ar) [D]
1	70,65	69,46	70,15
2	70,40	69,41	70,40
3	70,72	69,37	71,46
4	80,58	78,76	78,83
5	80,51	78,70	79,36
6	80,45	78,71	78,71
7	80,80	78,70	81,43

A Figura 4.1 apresenta um gráfico comparativo dos poderes dióptricos no meio ar, obtidos pelo *setup* (D_{setup}), pelo IOLA (D_{med}), a partir dos focos obtidos pela Equação (4.2) aplicados na Equação (3.17) (D_{calc}) e os poderes dióptricos de projeto das LIO's (D_{proj}) (segunda coluna da Tabela 4.1), convertidos para o meio ar através da Equação (4.1).

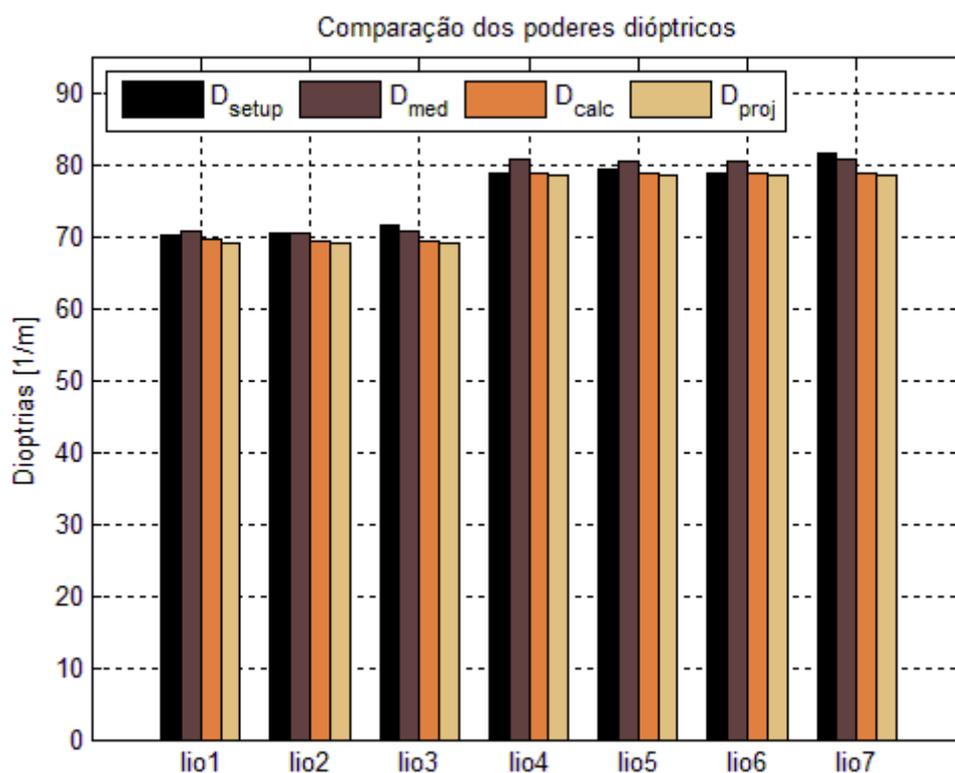


Figura 4.1. Gráfico comparativo dos poderes dióptricos das LIO's.

A Tabela 4.5 apresenta os erros percentuais e em dioptrias dos poderes dióptricos obtidos pelo *setup* (D_{setup}), medidos pela Mediphacos no meio ar D_{med} , D_{calc} em relação aos especificados pelo projeto das lentes (segunda coluna da Tabela 4.1), convertidos para o meio ar através da Equação (4.1).

Tabela 4.5. Erros percentuais e de dioptrias entre os dados medidos e calculados pela Mediphacos, obtidos com o setup e os dados de projeto das lentes.

#	Erro	1	2	3	4	5	6	7
D_{setup}	[%]	1,56	1,92	3,45	0,43	1,10	0,28	3,74
	[D]	1,08	1,33	2,39	0,34	0,87	0,22	2,94
D_{calc}	[%]	0,56	0,49	0,43	0,34	0,27	0,27	0,27
	[D]	0,39	0,34	0,30	0,27	0,21	0,22	0,21
D_{med}	[%]	2,29	1,92	2,38	2,65	2,57	2,49	2,93
	[D]	1,58	1,33	1,65	2,09	2,02	1,96	2,31

As tolerâncias para os poderes dióptricos esféricos das LIO's estão apresentadas na segunda coluna da Tabela 2.1. Convertendo estes valores para o meio ar, através da Equação (4.1), chega-se a $\pm 1,26D$. As medidas de poder dióptrico com o *setup* experimental das LIO's 2, 3 e 7 obtiveram erros de medida maiores que a tolerância admitida pela norma. Os poderes dióptricos calculados a partir da curvatura anterior, posterior e da espessura central de todas as LIO's estão dentro da faixa de tolerância admitida pela norma. Todas as medidas de poder dióptrico feitas com o instrumento IOLA estão fora da faixa de tolerância admitida pela norma. É importante ressaltar que existem erros de fabricação das LIO's, que impactam diretamente nesta análise.

A Tabela 4.6 apresenta os erros percentuais e em dioptrias dos poderes dióptricos obtidos pelo *setup* (D_{setup}) e medidos pela Mediphacos no meio ar D_{med} em relação ao poder dióptrico calculado a partir dos raios de curvatura das LIO's medidas e de sua espessura central D_{calc} .

Tabela 4.6. Erros percentuais e de dioptrias entre os dados obtidos com o setup, medidos pela Mediphacos e os dados calculados pelos parâmetros topológicos medidos das LIO's (raios de curvatura e espessura central).

#	Erro	1	2	3	4	5	6	7
D_{setup}	[%]	0,99	1,43	3,01	0,09	0,84	0,00	3,47
	[D]	0,69	0,99	2,09	0,07	0,66	0,00	2,73
D_{med}	[%]	1,71	1,43	1,95	2,31	2,30	2,21	2,67
	[D]	1,19	0,99	1,35	1,82	1,81	1,74	2,10

Analisando a Tabela 4.6, as LIO's 3 e 7 medidas pelo *setup* obtiveram erros de medida maiores que a tolerância admitida pela norma (1,26D). As LIO's 3, 4, 5, 6 e 7 medidas pelo IOLA obtiveram erros de medida maiores que a tolerância admitida pela norma. Esta comparação considera o erro de medida do IOLA e do *setup* experimental, pois o erro de fabricação é removido, restando apenas uma pequena parcela que ainda pode comprometer esta análise. Observa-se que o *setup* obteve erro igual a 0D para a

LIO 6, pois ele é capaz de filtrar as aberrações que não são defoco ao passo que o IOLA não permite a análise das aberrações separadamente, e considera erroneamente outras aberrações como sendo defoco, fazendo com que seu erro seja maior. Na Seção 4.4 será mostrado que a LIO 6 é a LIO que possui maior quantidade de aberrações ópticas. Os erros presentes nas LIO's 3 e 7 podem ser erros devido à reprodutibilidade das medidas com o *setup*. Trabalhos futuros podem investigar maneiras de quantificar e minimizar estes erros. Uma maneira de mensurar a reprodutibilidade é através da realização de uma série de medidas e da análise estatística dos dados. A reprodutibilidade das medidas pode ser aumentada com a automatização do sistema.

4.2. LSA (*Longitudinal Spherical Aberration*)

Os termo de Zernike fornecidos pelo *FrontSurfer* representam as amplitudes dos coeficientes de Zernike da frente de onda que atinge o sensor de imagens. Para transformar este coeficiente no coeficiente real da lente medida devem ser tomadas algumas medidas. Para se obter o valor de pico a pico de uma aberração para todo o diâmetro da LIO deve-se retro-calcular o valor do coeficiente medido da frente de onda (plano do sensor de imagens) para o plano da LIO. A sagitta da aberração retro-calculada para o diâmetro da LIO no meio ar é dada pela Equação (4.3):

$$S_{ab \rightarrow LIO} = \frac{2 * C_n^m * \lambda}{(n_{LIO} - 1)} * \left(\frac{D_L}{D_c}\right)^2 * \left(\frac{D_M}{D_F}\right)^2 \quad (4.3)$$

Onde:

- $S_{ab \rightarrow LIO}$ é a sagitta da aberração no plano da LIO em μm ;
- C_n^m é o coeficiente de Zernike da aberração a ser retro-calculada em *waves*;
- λ é o comprimento de onda do *laser* em μm ;
- n_{LIO} é o índice de refração da LIO;
- D_L é o diâmetro total da LIO em mm;
- D_c é o diâmetro de decomposição medido pelo *FrontSurfer*;
- D_M é o diâmetro total do feixe que deixa a lente 2 do sistema de *relay* em mm;
- D_F é o diâmetro total do feixe que incide na lente 1 do sistema de *relay* em mm.

O diâmetro do feixe que incide nas lentes do sistema de *relay* é diferente quando a LIO está inserida e quando ela é retirada do caminho óptico para se obter a imagem de referência. Quanto maior é o diâmetro do feixe nestas lentes, maior será a influência das respectivas aberrações esféricas na medida final. Desta maneira, na medida final encontram-se as aberrações das LIO's mais uma pequena contribuição das aberrações das lentes do sistema de *relay*.

A Tabela 4.7 apresenta os valores dos coeficientes de aberração esférica de Zernike fornecidos pelo *FrontSurfer* para a frente de onda medida e os coeficientes das amplitudes das aberrações esféricas retro-calculadas para as LIO's.

Tabela 4.7. Coeficiente de aberração esférica da frente de onda em waves e μm e amplitude da aberração esférica real na lente.

#	C_4^0 [waves] Frente de onda	C_4^0 [μm] Frente de onda	C_4^0 [μm] LIO
1	0,0378	0,0239	2,4118
2	0,0283	0,0179	1,8051
3	0,0352	0,0223	2,2415
4	0,0497	0,0314	3,1108
5	0,0415	0,0263	2,5967
6	0,0118	0,0075	0,7371
7	0,0483	0,0306	3,0035

A Equação (4.4) é utilizada pelo IOLA para calcular a LSA em função do raio da pupila:

$$LSA(r) = 1000 * \left(\frac{r}{\int_0^r P(r)dr} - \frac{1}{P(0)} \right) \quad (4.4)$$

Onde:

- LSA(r) é a aberração esférica longitudinal em função do raio da pupila em mm;
- r é o raio da pupila em mm;
- P(r) é o poder dióptrico em função do raio da pupila;
- P(0) é o poder dióptrico paraxial.

A Figura 4.2 apresenta o gráfico de LSA fornecido pela Mediphacos para a LIO 1.

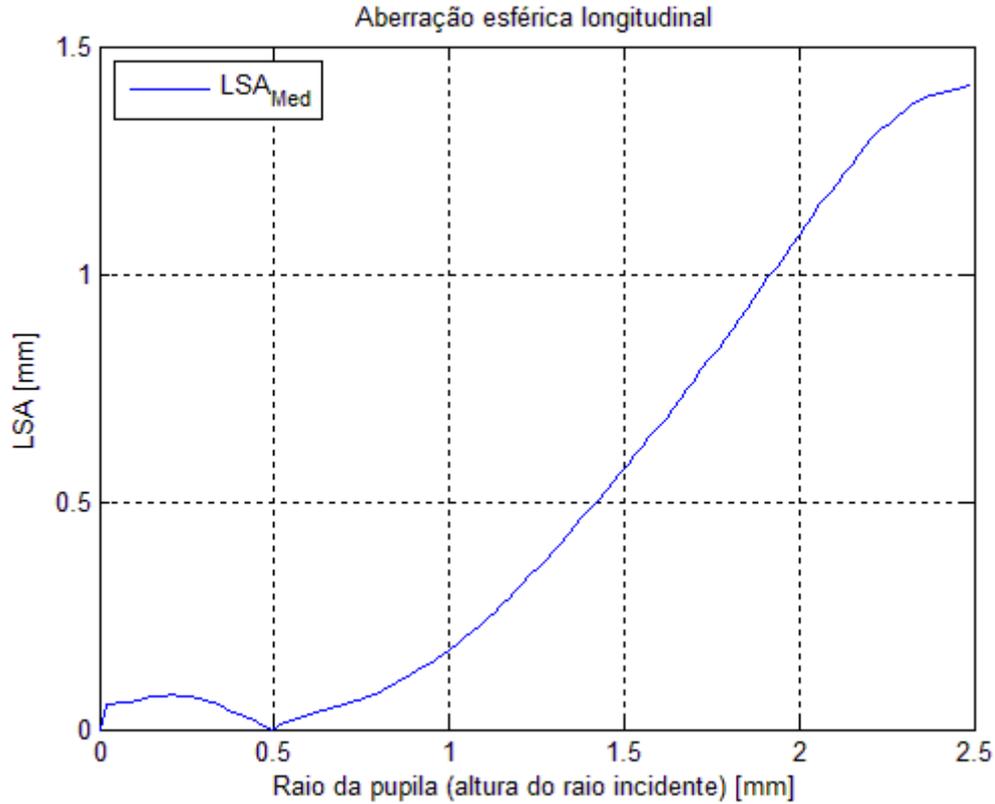


Figura 4.2. Aberração esférica longitudinal em função do raio da pupila fornecida pela Mediphacos.

Analisando o gráfico apresentado na Figura 4.2 nota-se que quando o raio da pupila é aproximadamente 0,5mm a aberração esférica longitudinal é igual a 0. Isto ocorre, pois nos cálculos da Mediphacos, o raio incidente em aproximadamente 0,5mm é aquele que define o ponto focal paraxial (referência). No diagrama esquemático apresentado pela Figura 2.7, o raio da pupila que define o foco paraxial é raio igual a 0 (referência). Na Figura 2.8, a superfície esférica toca a superfície asférica no raio igual a 0 (aberração esférica nula). Nos cálculos da Mediphacos a superfície asférica da Figura 2.8 foi deslocada no sentido vertical cortando a superfície esférica nos dois pontos de raio = 0,5mm, como mostra a Figura 4.3.

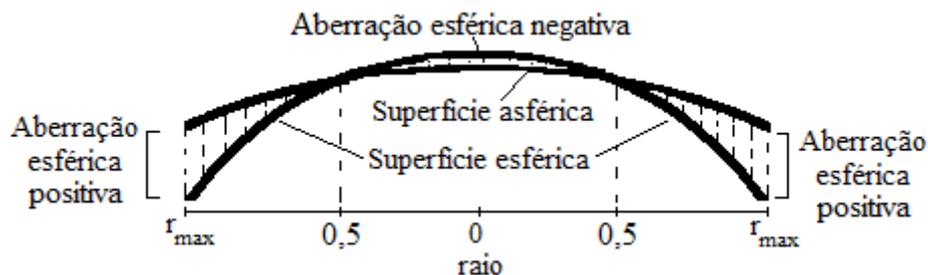


Figura 4.3. Aberração esférica e superfície asférica ideal deslocada para o ponto 0,5mm.

Analisando a Figura 4.3, a aberração esférica pode ser positiva ou negativa. Nos resultados fornecidos pela Mediphacos é considerado o valor absoluto da LSA, como mostra a curva apresentada pela Figura 4.2, que só possui valores positivos.

Utilizando a Equação (2.19) com o coeficiente C_4^0 retro-calculado para toda a LIO (C_{4LIO}^0), r_{max} pelo raio da lente r_{Lmax} e deslocando a curva em 0,5mm para correlacionar os dados com os dados da Mediphacos determina-se a aberração esférica real em dioptrias referente a LIO e ao seu raio, apresentada pela Equação (4.5).

$$LSA(r) = \frac{24 * C_{4LIO}^0}{r_{Lmax}^4} * (r + 0,5) * (r - 0,5) \quad (4.5)$$

A LSA medida pela Mediphacos representa a LSA da LIO inserida no olho. Portanto, deve-se utilizar a Equação (4.1) para converter os resultados de LSA(r) dado no ar, para o meio aquoso (olho), para comparar os resultados. Para se obter a $LSA_{mm}(r)$ (ver Figura 2.7) a partir da LSA(r) utiliza-se a Equação (4.6).

$$LSA_{mm}(r) = \frac{1000}{D} - \frac{1000}{D + LSA(r)} \quad (4.6)$$

Onde:

- $LSA_{mm}(r)$ é a aberração esférica longitudinal em mm em função do raio da pupila r em mm;
- D é o poder dióptrico calculado pelo termo de Zernike defoco e apresentado na segunda coluna da Tabela 4.3 e convertido para o meio aquoso (olho) pela Equação (4.1);
- $LSA(r)$ é o valor de LSA em dioptrias obtido utilizando a Equação (4.5).

A Figura 4.4 apresenta um gráfico comparativo dos resultados de LSA fornecidos pela Mediphacos (LSA_{med}) e dos obtidos com o *setup* (LSA_{setup}) para a LIO 1, cujo diâmetro medido com um paquímetro é igual 5,11mm. O raio da pupila foi variado de 0 a 2,49mm, limitado pelo diâmetro da LIO, nos cálculos da Mediphacos, limitado ao diâmetro total da lente. Na Figura 4.4 também apresenta o erro RMS em milímetros entre o resultado obtido com o *setup* experimental e o resultado fornecido pela Mediphacos.

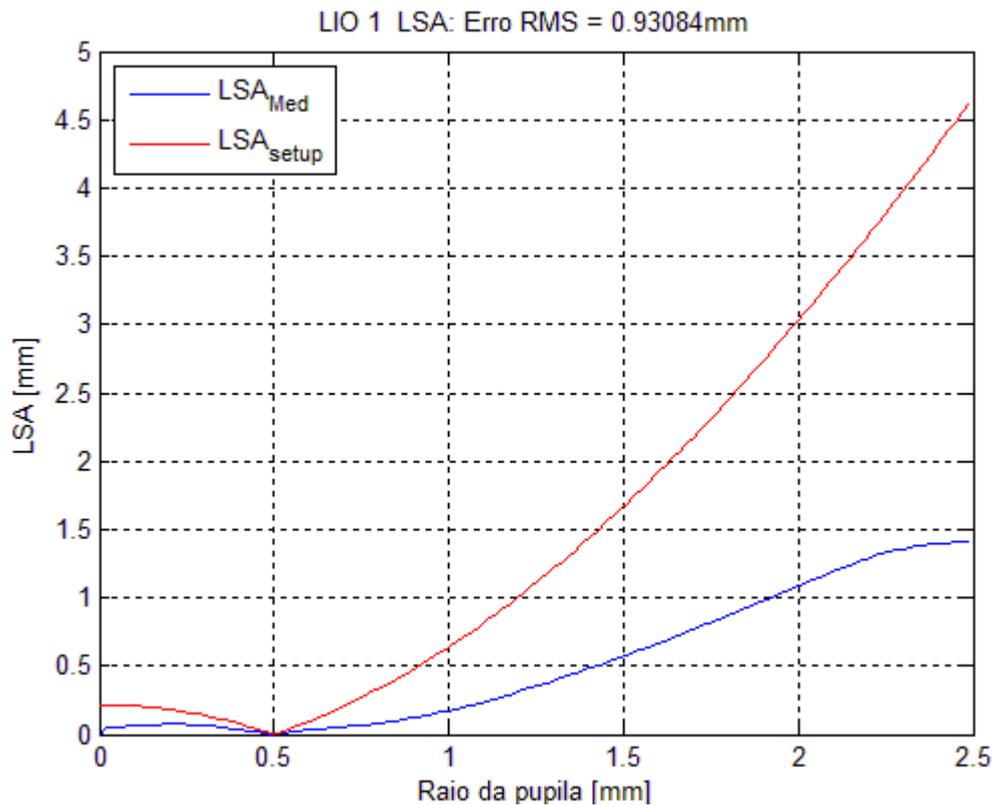


Figura 4.4. Gráfico comparativo entre os dados fornecidos pela Mediphacos e obtidos experimentalmente da aberração esférica longitudinal em função do raio da pupila no meio da solução salina para a LIO 1.

O gráfico apresentado pela Figura 4.4 mostra que a curva de LSA_{setup} está acima da curva de LSA_{Med} . Este comportamento ocorre, pois existe uma maior contribuição da aberração esférica inserida pelas lentes do sistema de *relay*, de modo que a variação do diâmetro do feixe que atinge essas lentes é significativa nas medidas. Embora haja esta diferença, o procedimento de medida do *setup* se mostrou eficaz na determinação da curva de aberração esférica longitudinal em função da variação do raio da pupila. Apesar de as curvas seguirem um comportamento semelhante, a metodologia aplicada ao *setup* experimental apresenta uma variação já esperada de resultados que é inerente ao circuito óptico. Por outro lado, o circuito óptico com a metodologia aplicada consegue analisar cada aberração separadamente, pois o coeficiente de Zernike C_4^0 corresponde apenas a aberração esférica. Isto não ocorre com o IOLA, pois de acordo com a Equação (4.4), a curva de LSA_{Med} depende apenas do ponto focal paraxial e dos pontos focais formados por raios incidentes com a altura da pupila r , que sofrem influência de aberrações como coma e trefólio, por exemplo. Outras aberrações influenciam na curva de LSA_{Med} , o que não ocorre com a curva de LSA_{setup} .

A Figura 4.5 apresenta os gráficos comparativos dos resultados de LSA fornecidos pela Mediphacos (LSA_{Med}) e dos obtidos com o *setup* (LSA_{setup}) para as LIO's 2, 3, 4, 5, 6 e 7, cujos diâmetros medidos por um paquímetro são iguais a 5,11mm.

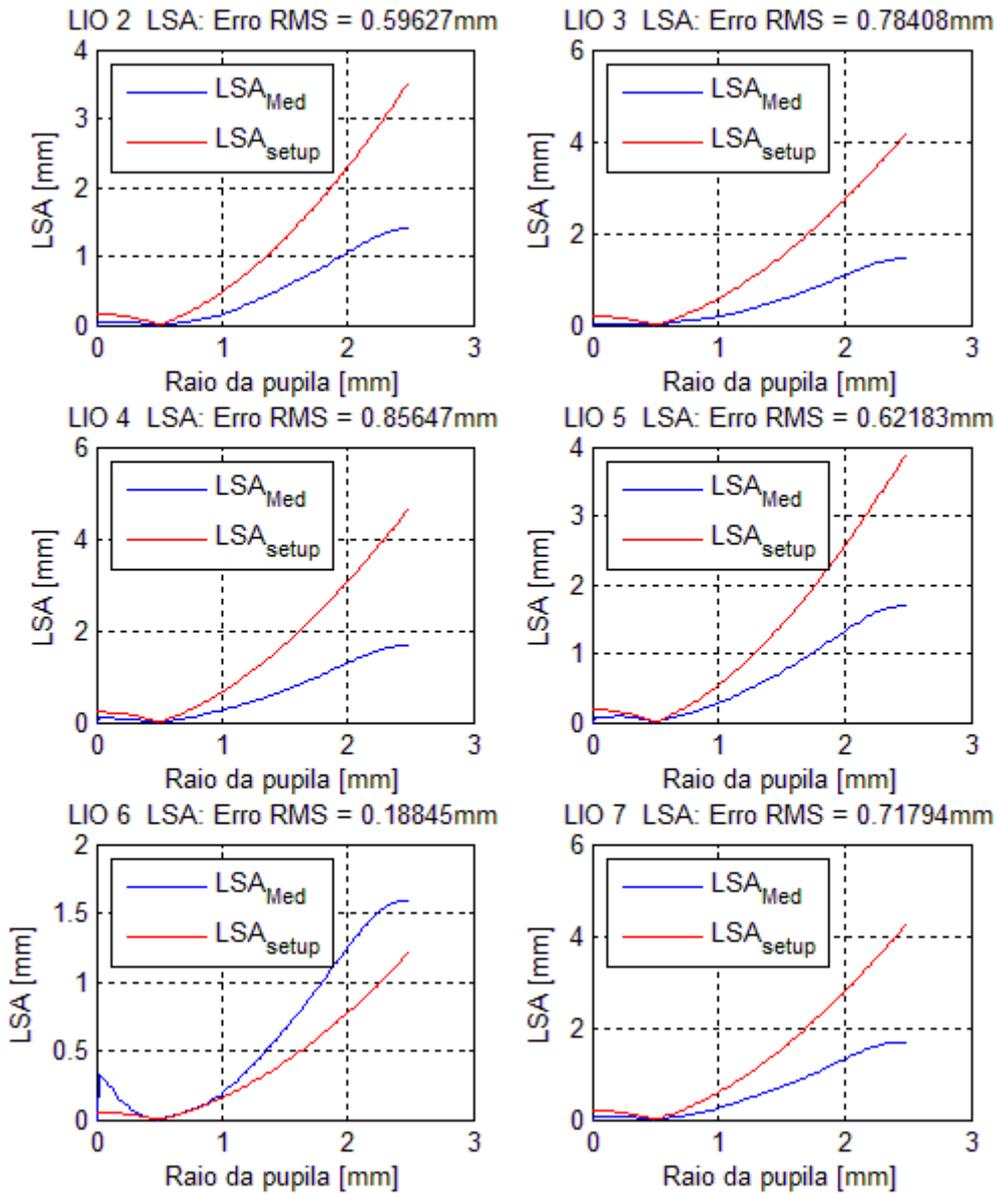


Figura 4.5. Gráfico comparativo entre os dados fornecidos pela Mediphacos e obtidos experimentalmente da aberração esférica longitudinal em função do raio da pupila no meio da solução salina para as LIO's 2, 3, 4, 5, 6 e 7.

Os gráficos apresentados pela Figura 4.5 mostram que as curvas de LSA_{setup} aumentam a uma taxa maior que as curvas de LSA_{Med} , devido a contribuição da aberração esférica inserida pelas lentes do sistema de *relay* do circuito óptico. Embora

tenha apresentado o menor erro RMS, somente a LIO 6 apresentou resultado com o comportamento inverso ao esperado, que ocorreu em todos os ensaios as curvas. Esta diferença pode ser atribuída à influência de outras aberrações nas medidas feitas pelo IOLA, que não analisa a aberração esférica separadamente. Na Seção 4.4 será mostrado que a LIO 6 é aquela que possui a maior quantidade de aberrações ópticas. Considerando apenas as LIO's que apresentaram resultados com este comportamento esperado ($LSA_{setup} > LSA_{Med}$), a LIO 2 apresentou o melhor resultado, com o menor erro RMS.

Uma sugestão para corrigir a influência da aberração esférica das lentes do sistema de *relay* em trabalhos futuros é realizar um ensaio experimental para adquirir uma imagem de referência para aberração esférica com o filtro espacial 2 do *setup* removido e sem a LIO inserida no sistema. Desta forma, ao reposicionar o filtro espacial 2 e inserindo a LIO no sistema, o diâmetro do feixe nas lentes do sistema de *relay* seria igual ao diâmetro do feixe que atravessou essas lentes quando a imagem de referência fora adquirida. Com este procedimento, o *FrontSurfer* determinaria o coeficiente de aberração esférica da LIO sem a influência das lentes do sistema de *relay*, mesmo assim havendo pequena, porém menor contribuição da aberração esférica inserida pela lente colimadora, que é removida pelo filtro espacial 2. Porém, este procedimento é complexo, pois exige um alinhamento minucioso do circuito óptico para minimizar ainda mais a influência de aberrações como *tip* e *tilt*. Outra maneira de eliminar a contribuição da aberração esférica inserida por essas lentes seria construir um sistema de *relay* com lentes asféricas, ou então lentes difrativas.

4.3. Astigmatismo

Foram fornecidas três LIO's tóricas pela Mediphacos com os parâmetros medidos pelo IOLA. A Tabela 4.8 apresenta estes dados.

Tabela 4.8. Dados das LIO's fornecidas pela Mediphacos medidos com o IOLA.

#	Grau
1	20,80 + 2,37
2	20,77 + 3,18
3	20,57 + 1,52

Para se obter o valor de cada termo de astigmatismo em dioptrias lido no sensor de imagens retro-calculado para todo o diâmetro da LIO deve-se substituir o coeficiente C_2^0

na Equação (3.16) pelo coeficiente C_2^2 , obtendo J_{45} que é o poder dióptrico da lente referente ao termo C_2^2 . O mesmo deve ser feito para o outro termo de astigmatismo C_2^{-2} para obter J_0 . O poder dióptrico equivalente cilíndrico da LIO é dado pela Equação (4.7) [9][65]:

$$Cyl = \sqrt{J_0^2 + J_{45}^2} \quad (4.7)$$

A Tabela 4.9 apresenta os coeficientes C_2^{-2} e C_2^2 medidos pelo *setup* experimental que correspondem aos termos de astigmatismo a 0° e a 45° , respectivamente. A Tabela 4.9 também apresenta os resultados obtidos para J_0 , J_{45} , e Cyl.

Tabela 4.9. Resultados obtidos para a componente cilíndrica das LIO's tóricas medidas.

#	C_2^2 Astigmatismo 0° [waves]	C_2^{-2} Astigmatismo 45° [waves]	J_0 [D]	J_{45} [D]	Cyl [D]
1	-0,6271608	-0,5855378	6,08	5,68	8,32
2	0,5492117	-0,9306953	5,28	8,95	10,39
3	-0,3623075	-0,4053756	3,52	3,94	5,28

As equações utilizadas para obter J_0 e J_{45} apresentam um coeficiente multiplicado que é igual a $\sqrt{6}$ [9]. Este coeficiente corresponde a um fator de normalização do polinômio de Zernike referente aos termos de astigmatismo e deve ser utilizado quando o polinômio está sob a forma normalizada. Como o *FrontSurfer* fornece a amplitude do coeficiente, este fator deve ser removido. A Equação (4.7) [9][65] também é multiplicada por um fator igual a 2. Este fator está incluído na Equação (3.16) que foi utilizada para calcular os poderes dióptricos J_0 e J_{45} .

Os resultados da Mediphacos são obtidos em solução salina, portanto deve-se utilizar a Equação (4.1) para converter os resultados obtidos no meio ar para o meio da solução salina. Os resultados obtidos e o erro de medida entre os valores obtidos com o *setup* e fornecidos pela Mediphacos estão apresentados na Tabela 4.10.

Tabela 4.10. Resultados de poder dióptrico cilíndrico das LIO's obtidos com o setup no meio da solução salina.

#	Cyl (ar) [D]	Cyl (sol) [D]	Cyl (Mediphacos) [D]	Erro de medida [%]	Erro de medida [D]
1	8,32	2,65	2,37	11,81	0,28
2	10,39	3,31	3,18	4,01	0,13
3	5,28	1,68	1,52	10,53	0,14

As tolerâncias para os poderes dióptricos cilíndricos das LIO's estão apresentadas na terceira coluna da Tabela 2.1. As medidas de poder dióptrico cilíndrico com o *setup* experimental de todas as LIO's estão dentro da faixa de tolerância admitida pela norma, que é igual a $\pm 0,4D$. É importante ressaltar que existem erros de fabricação e de medida das LIO's que impactam diretamente nestes resultados.

A Tabela 4.11 apresenta os resultados obtidos para o poder dióptrico esfero-cilíndrico das três LIO's tóricas e o erro percentual de medida $E_{dioptria}$ entre D_{setup} e D_{paq} .

Tabela 4.11. Resultados das medidas dos poderes dióptricos esfero-cilíndrico (no ar) e dos poderes dióptricos esfero-cilíndricos (solução salina) das LIO's tóricas medidos com o setup.

#	D_{setup} Calculado pelo termo C_2^0 [D]	D_{paq} [D]	C_2^0 Defoco [waves]	Diâmetro de decomposição [mm]	$E_{dioptria}$ [%]	D_{setup} Calculado em solução salina [D]
1	67,60	68,03	6,967375	4,086301	0,63	21,74
2	71,55	72,46	7,437857	4,103598	1,26	23,03
3	67,06	67,43	6,897281	4,082017	0,55	21,56

O procedimento para o cálculo do poder dióptrico esfero-cilíndricos a partir do termo de Zernike defoco (segunda coluna da Tabela 4.11) foi descrito no Capítulo 3 deste trabalho através da Equação (3.16). O erro de medida do *setup* entre o foco indicado pelo paquímetro convertido para dioptrias pela Equação (3.17) e o poder dióptrico calculado a partir do termo de Zernike C_2^0 (defoco) está apresentado na sexta coluna da Tabela 4.11 e é calculado utilizando a Equação (3.18). Os poderes dióptricos apresentados na última coluna da Tabela 4.11 são os poderes dióptricos da segunda coluna da Tabela 4.11 convertidos para o meio da solução salina através da Equação (4.1). O poder dióptrico esférico de uma lente é dado pela Equação (4.8) [9][65]:

$$P_{ESF} = P_{total} - \frac{P_{cyl}}{2} \quad (4.8)$$

Onde:

- P_{ESF} é o poder dióptrico esférico da LIO;

- P_{total} é o poder dióptrico total (esfero-cilíndrico) da LIO que está apresentado na última coluna da Tabela 4.11;
- P_{cyl} é o poder dióptrico equivalente cilíndrico da LIO que está apresentado na terceira coluna da Tabela 4.10.

A Tabela 4.12 apresenta os resultados obtidos para o poder dióptrico esférico das LIO's tóricas e o erro de medida (percentual e de dioptria) entre os dados medidos com o *setup* experimental e os dados medidos com o IOLA pela Mediphacos.

Tabela 4.12. Resultados de poder dióptrico esférico das LIO's obtidos com o *setup* no meio da solução salina.

#	Poder dióptrico esférico Mediphacos [D]	Poder dióptrico esférico <i>setup</i> [D]	Erro de medida [%]	Erro de medida [D]
1	20,80	20,43	1,78	0,37
2	20,77	21,38	2,94	0,61
3	20,57	20,72	0,73	0,15

As tolerâncias para os poderes dióptricos esféricos das LIO's estão apresentadas na segunda coluna da Tabela 2.1. As medidas de poder dióptrico esférico com o *setup* experimental das LIO's 1 e 3 obtiveram erros de medida dentro da faixa de tolerância admitida pela norma ($\pm 0,4D$). A medida de poder dióptrico esférico da LIO 2 está acima da faixa de tolerância admitida pela norma. É importante ressaltar que existem erros de fabricação e de medida das LIO's que impactam diretamente nestes resultados.

4.4. Medidas de PSF e MTF

Foi desenvolvido um algoritmo em Matlab [63] para determinação da MTF das sete LIO's, cujos dados fornecidos pela Mediphacos estão apresentados na Tabela 4.1. Neste código a função de frente de onda foi truncada tendo seu cálculo limitado pelos dez primeiros termos de Zernike. O termo defoco deve ser ignorado para o cálculo da MTF [9]. A Figura 4.6 apresenta a imagem da MTF e as suas curvas na direção X e Y da LIO 1. A Figura 4.6 também apresenta a curva ideal da MTF.

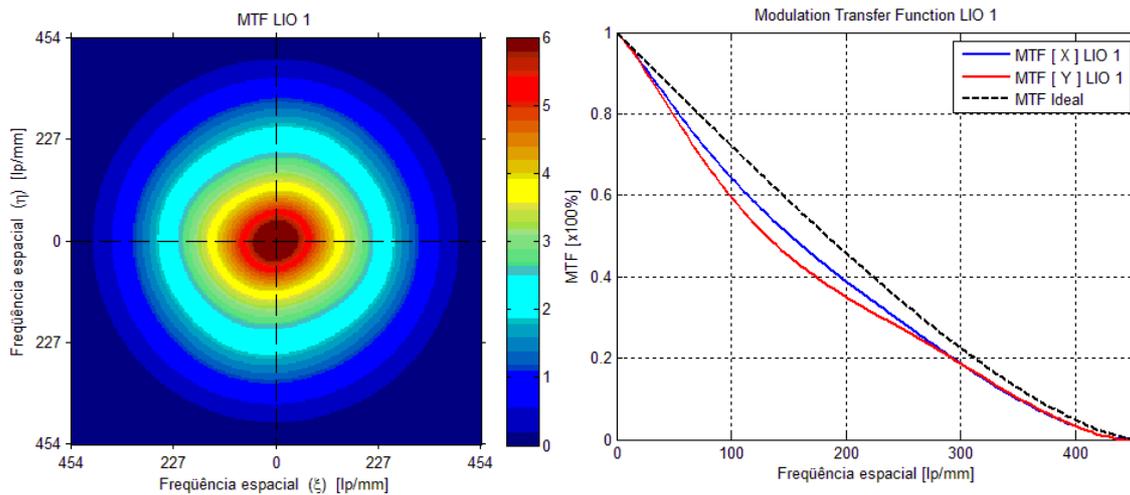


Figura 4.6. Imagem [E] e gráfico da MTF [D] obtidos para a LIO1.

Analisando a Figura 4.6, a MTF máxima da LIO ocorre no ponto central e com o aumento da frequência espacial, a MTF diminui. Também pode ser observado que a imagem não possui simetria. Isto ocorre porque há presença de aberrações não simétricas na LIO, como coma, por exemplo. Isto também pode ser observado no gráfico onde existe sutil diferença entre o MTF nas direções X e Y. As curvas da MTF estão abaixo da curva ideal devido a presença de aberrações, que diminuem o contraste da imagem. A Figura 4.7 apresenta as imagens da MTF e as suas curvas na direção X e Y das LIO's 2, 3, 4, 5, 6 e 7, e também as curvas ideais da MTF.

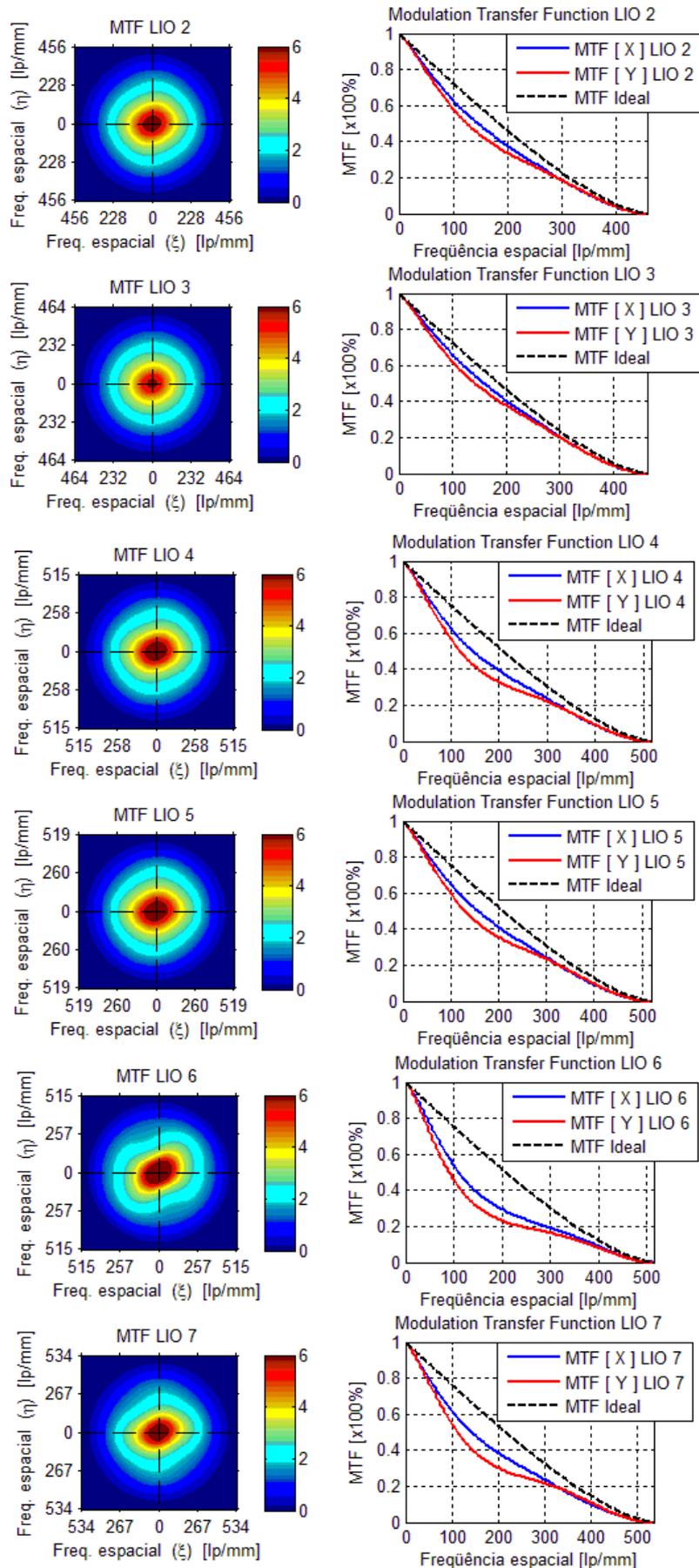


Figura 4.7. Imagem [E] e gráfico da MTF [D] obtidos para as LIO's 2, 3, 4, 5, 6 e 7.

Analisando a Figura 4.7, pode se perceber visualmente que existem pequenas variações entre as imagens que são causadas pelas diferentes aberrações presentes em cada LIO. A LIO 3 apresenta as curvas da MTF mais próximas à curva ideal, indicando que esta é a LIO que proporcionará o melhor contraste em relação às LIO's analisadas. Por outro lado, a LIO 6 apresenta as curvas da MTF mais distantes da curva ideal, indicando que esta é a LIO que proporcionará o pior contraste, pois esta é a LIO que possui maior quantidade de aberrações ópticas. As assimetrias presentes nas imagens das MTF's de todas as LIO's indicam presença de aberrações não simétricas ao eixo óptico.

A sétima coluna da Tabela 4.1 apresenta os valores da MTF medidos pelo IOLA, que foram fornecidos pela empresa Mediphacos. Embora não tenha sido informado em qual direção (X ou Y) a MTF fora avaliada pela empresa Mediphacos, sabe-se que o valor foi medido no ponto 100lp/mm [4][9][59]. A Tabela 4.13 apresenta os valores da MTF medidos pelo IOLA e os valores medidos com o *setup* experimental analisados na frequência igual a 100lp/mm. A Tabela 4.13 também apresenta o erro percentual entre as medidas feitas com o *setup* e as fornecidas pela empresa Mediphacos.

Tabela 4.13. Resultados das medidas da MTF das LIO's nas direções X e Y na frequência igual a 100lp/mm.

#	MTF _{Mediphacos}	MTF _{setup} X	MTF _{setup} Y	MTF X [%]	MTF Y [%]
1	0,60	0,64	0,60	6,67	0,00
2	0,65	0,63	0,58	3,08	10,77
3	0,65	0,66	0,62	1,54	4,62
4	0,61	0,63	0,57	3,28	6,56
5	0,64	0,65	0,59	1,56	7,81
6	0,59	0,54	0,46	8,47	22,03
7	0,61	0,62	0,54	1,64	11,48

5. Conclusões

Este trabalho apresentou como contribuição original o desenvolvimento de um circuito óptico e uma nova metodologia para caracterização de lentes intraoculares (LIO's). O circuito óptico para caracterização de LIO's apresentado neste trabalho é uma alternativa eficaz e de menor custo em relação aos equipamentos existentes no mercado. Embora o circuito óptico possua menor custo em relação aos equipamentos disponíveis no mercado, o custo de um produto pode ser maior se for considerado todo o custo de projeto e de desenvolvimento. Entretanto, a maior importância deste trabalho é possibilitar o desenvolvimento de um produto nacional e competitivo. Com a nova metodologia, as LIO's podem ser completamente caracterizadas por meio de uma única medida, eliminando etapas complexas e necessárias ao processo de caracterização apresentado pela norma ANSI Z8030. A nova metodologia e o circuito óptico apresentados neste trabalho são menos complexos que o procedimento e o arranjo experimental propostos na norma. A metodologia proposta aplicada ao circuito óptico alcançou bons resultados nas medidas de poder dióptrico, aberração esférica, poder cilíndrico e MTF das LIO's.

Em comparação com o equipamento comercial IOLA, cujo custo é cerca de sete vezes maior, o circuito óptico com a metodologia aplicada pode fornecer resultados mais abrangentes, contendo maior quantidade de informações sobre as LIO's caracterizadas. Enquanto o IOLA fornece um único valor para a MTF, o circuito óptico com a metodologia aplicada pode fornecer um mapa de MTF completo uni ou bidimensional. O circuito óptico fornece os coeficientes de Zernike para cada função ou aberração óptica, possibilitando uma análise mais completa da forma da LIO e de eventuais distorções em relação ao projeto original. Na maioria das LIO's, os valores obtidos experimentalmente dos poderes dióptricos medidos pelo *setup* foram mais próximos aos seus valores de projeto das LIO's que os medidos pelo IOLA. Os erros de dioptria medidos entre o paquímetro e o *FrontSurfer* podem ser minimizados com uma etapa de alinhamento minucioso do circuito óptico, possibilitando maior precisão nas medidas. Com o circuito óptico e a metodologia aplicada é possível obter o mapa completo de aberração esférica, e não somente a aberração esférica linear ou longitudinal.

As curvas obtidas para aberração esférica longitudinal são muito sensíveis ao coeficiente de aberração esférica. Até certo valor do raio da pupila as curvas obtidas pelo *setup* e medidas pela Mediphacos têm comportamento muito semelhante. Com o aumento do raio da pupila a curva medida pelo *setup* apresentou inclinação maior que a medida pelo IOLA. Essa diferença é inerente a montagem do circuito óptico, podendo ser minimizada em trabalhos futuros. O circuito óptico também é eficaz para caracterização de LIO's tóricas, através da medição das componentes cilíndricas (astigmatismo), pois alcançou resultados semelhantes aos obtidos pelo IOLA.

A nova metodologia aplicada ao circuito óptico oferece possibilidades de medidas que são muito vantajosas como:

- Determinação dos coeficientes das funções de aberrações ópticas em termos de Polinômios de Zernike;
- Determinação da MTF em duas dimensões (imagem) e em uma dimensão (curva), possibilitando análise da MTF em qualquer direção;
- Levantamento do mapa de aberração esférica;
- Medição dos poderes dióptricos esférico e cilíndrico das LIO a partir de coeficientes de Zernike;
- Superfície da frente de onda reconstruída a partir das funções de aberrações ópticas;
- Possibilidade de caracterização de LIO's monofocais esféricas, asféricas e difrativas;
- Controle dos parâmetros envolvidos no processo de caracterização.

O circuito óptico e a nova metodologia aplicada apresentam como limitação a perda de parte da informação das LIO's contida no feixe de *laser* que fica retida no orifício de 4mm. Por limitações mecânicas dos componentes optomecânicos utilizados neste trabalho, a distância entre a fonte pontual e a LIO não pode ser menor que 9,5mm. Deste modo, o circuito óptico permite a caracterização de LIO's com poderes dióptricos até 33D (no meio aquoso).

O processo de caracterização é muito importante, pois possibilita o conhecimento de características fundamentais das LIO's que irão impactar diretamente na qualidade da visão dos pacientes. A elevada amplitude das aberrações de alta ordem

das LIO's também fornece informações importantes quanto à sua qualidade de fabricação.

Como sugestão para trabalhos futuros, poderia ser desenvolvido um software dedicado semelhante ao *FrontSurfer*, diminuindo o custo do circuito óptico em 46% e, principalmente iniciando uma importante etapa para desenvolvimento de um produto nacional. O circuito óptico poderia ser construído em dimensões reduzidas em trabalhos futuros, garantindo a sua portabilidade e possibilitando medições em diferentes locais. Trabalhos futuros podem contribuir com procedimentos para minimização da aberração esférica inseridas pelas lentes do sistema de *relay* do circuito óptico, retirando da medida a parcela de aberração esférica inserida por estas lentes. Outra sugestão para trabalhos futuros seria a automatização dos procedimentos de alinhamento do sistema em tempo real, tornando as medições mais rápidas, e menos susceptíveis a erros de posicionamento causados por imprecisão do processo manual. No processo de automatização do *setup* experimental, um sensor de posição poderia ser incluído, substituindo o paquímetro para fornecer sinal elétrico diretamente ao algoritmo de controle. Trabalhos futuros também podem investigar formas de caracterizar LIO's em solução salina simulando as condições naturais do olho humano. Também poderia ser realizado um estudo da reprodutibilidade das medidas feitas com o circuito óptico e a nova metodologia aplicada, realizando uma série de medidas e analisando a média e desvio padrão dos resultados obtidos. Outra importante sugestão para trabalhos seguintes seria a análise de LIO's multifocais refrativas, multifocais difrativas e multifocais tóricas utilizando a metodologia e o circuito óptico inovadores apresentados neste trabalho.

6. Referências Bibliográficas

1. MONTEIRO, D. W. D. L. CMOS-BASED INTEGRATED WAVEFRONT SENSOR. Delft: DUP Science, 2002.
2. SMITH, G.; ATCHISON, D. A. The Eye and Visual Optical Instruments. [S.l.]: [s.n.], 1997.
3. CHARMAN, W. N. Wavefront technology: Past, present and future. Contact Lens and Anterior Eye, v. 28, n. 2, p. 75-92, Junho 2005.
4. ROTLEX IOLA. Disponível em: <<http://www.rotlex.com/iola.asp>>.
5. CRYSTALWAVE Wavefront Sciences. Disponível em: <<http://www.wavefrontsciences.com/CrystalWave.pdf>>.
6. TRIOPTICS WaveMaster IOL. Disponível em: <http://www.armstrongoptical.co.uk/5/Wavemaster_IOL_E_2010_web.pdf>.
7. TRIOPTICS Optisheric. Disponível em: <<http://www.trioptics.com/optispheric/description.php>>.
8. OPHTHALMOLOGY Web. Disponível em: <<http://www.medcompare.com/OphthalmologyWeb/itemdetails.asp?itemid=12792>>.
9. THE ACCREDITED COMMITTEE Z80 FOR OPHTHALMIC STANDARDS. American National Standard for Ophthalmics - Toric Intraocular Lenses. [S.l.]. 2010. (Z8030).
10. DANIEL R. NEAL, J. C. D. N. Shack-Hartmann wavefront sensor precision and accuracy. Advanced Characterization Techniques for Optical, Semiconductor, and Data Storage Component. [S.l.]: [s.n.]. 2002. p. 148-160.
11. MALACARA, D. Optical Shop Testing. [S.l.]: John Wiley & Sons, 1992.
12. SCIENCE Clarified. Disponível em: <<http://www.scienceclarified.com/Ex-Ga/Eye.html>>.
13. VENTURA, L.; NETO, J. C. C. Ametropias Oculares. Revista Brasileira de Ensino de Física, v. 17, n. 4, p. 305-316, 1995.
14. RIBAS, M. Á. S. Catarata. Formación Médica Continuada en Atención Primaria, v. 16, n. 5, p. 280, Maio 2009.
15. DAVID J. APPLE, J. S. Harold Ridley and the invention of the intraocular lens. Survey of Ophthalmology, v. 40, n. 4, p. 279-292, Janeiro - Fevereiro 1996.
16. BRITO, R. B.; PIEDRA, C. R. B. Evolución Histórica en la Implantación de Lentes Intraoculares. Revista Médica Electrónica, Cuba, v. 25, n. 1, Janeiro - Fevereiro 2003.
17. LINEBARGER, E. J. et al. Phacoemulsification and Modern Cataract Surgery. Survey of Ophthalmology, v. 44, n. 2, p. 123-147, Setembro - Outubro 1999.
18. HOLLICK, E. J. Intraocular Lens Implantation: Module 3 Part 11. OT – The official journal of the Association of Optometrists, p. 27-33, Novembro 2001.

19. PACKARD, R. B.; GARNER, A.; ARNOTT, E. J. Poly - HEMA as a material for intraocular lens. *British Journal of Ophthalmology*, v. 65, n. 8, p. 585-587, Agosto 1981.
20. AMORIM, A. M. D. et al. COMPLEXOS FORMADOS ENTRE POLIACRILAMIDA (PAA), POLIVINILPIRROLIDONA (PVP) E SAIS DE Cu(II): PROPRIEDADES TÉRMICAS E ESPECTROSCÓPICAS. Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais. Foz do Iguaçu: [s.n.]. 2006.
21. TONEKABONI, K.; WHITSETT, A. J. The IOL horizon: accommodative intraocular lenses. *Optometry - Journal of the American Optometric Association*, v. 76, n. 3, p. 185-190, Março 2005.
22. KASHANI, S.; MEARZA, A. A.; CLAOUÉ, C. Refractive lens exchange for presbyopia. *Contact Lens and Anterior Eye*, v. 31, n. 3, p. 117-121, Junho 2008.
23. PEPOSE, J. S. Maximizing Satisfaction with Presbyopia-Correcting Intraocular Lenses: The Missing Links. *American Journal of Ophthalmology*, v. 146, n. 5, p. 641-648, Novembro 2008.
24. LEYLAND, M.; ZINICOLA, E. Multifocal versus monofocal intraocular lenses in cataract surgery: A systematic review. *Ophthalmology*, v. 110, n. 9, p. 1789-1798, Setembro 2003.
25. VINGOLO, E. M. et al. Visual acuity and contrast sensitivity: AcrySof ReSTOR apodized diffractive versus AcrySof SA60AT monofocal intraocular lenses. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, v. 33, n. 7, p. 1244-1247, Julho 2007.
26. HAYASHI, K. et al. Influence of astigmatism on multifocal and monofocal intraocular lenses. *American Journal of Ophthalmology*, v. 130, n. 4, p. 477-482, Outubro 2000.
27. TILL, J. S. et al. Toric intraocular lens implantation: 100 consecutive cases. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, v. 28, n. 2, p. 295-301, Fevereiro 2002.
28. MENDICUTE, J. et al. Foldable toric intraocular lens for astigmatism correction in cataract patients. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, v. 34, n. 4, p. 601-607, Abril 2008.
29. RAMPAL, D. G. et al. Measurement of Post-Operative Rotation of The Acrysof Toric IOL Using A Software Based Technique. Annual Conferences of All India Ophthalmological Society. [S.l.]: [s.n.]. p. 114-116.
30. RUHSWURM, I. et al. Astigmatism correction with a foldable toric intraocular lens in cataract patients. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, v. 26, n. 7, p. 1022-1027, Julho 2000.
31. SUN, X.-Y. et al. Toric intraocular lenses for correcting astigmatism in 130 eyes. *Ophthalmology*, v. 107, n. 9, p. 1776-1781, Setembro 2000.
32. BAUER, N. J. C. et al. Astigmatism management in cataract surgery with the AcrySof toric intraocular lens. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, v. 34, n. 9, p. 1483-1488, Setembro 2008.
33. MOLINA, D. J. C. D.; CASTANERA, A. S.; KINDER, M. I. Valoración de la

- eficacia de las lentes intraoculares tóricas en la corrección del astigmatismo corneal. *Micro cirurgia ocular*, v. 2, n. 2, Junho 1998.
34. HECHT, E. *Optics*. India: Pearson Education, 2003.
 35. JUNIOR, N. K.-J. Novidades na cirurgia de catarata: lentes intraoculares asféricas. *Revista brasileira de oftalmologia*, v. 68, n. 4, p. 195-196, 2009.
 36. KERSHNER, R. M. Retinal image contrast and functional visual performance with aspheric, silicone, and acrylic intraocular lenses: prospective evaluation. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, v. 29, n. 9, p. 1684-1694, Setembro 2003.
 37. MARCOS, S.; BARBERO, S.; JIMENEZ-ALFARO, I. Optical Quality and Depth-of-field of Eyes Implanted With Spherical and Aspheric Intraocular Lenses. *Journal of Refractive Surgery*, v. 21, Maio - Junho 2005.
 38. KAROLINNE MAIA ROCHA, E. S. S. W. C. M. R. C. W. N. Spherical Aberration and Depth of Focus in Eyes Implanted with Aspheric and Spherical Intraocular Lenses: A Prospective Randomized Study. *Ophthalmology*, v. 114, n. 11, p. 2050-2054, Novembro 2007.
 39. NOLL, R. J. Zernike polynomials and atmospheric turbulence. *Journal of the Optical Society of America*, v. 66, n. 3, p. 207-211, Março 1976.
 40. ROCHA, K. M. ABERRAÇÕES ÓPTICAS EM OLHOS PSEUDOFÁVICOS E COM CATARATA. Universidade Federal de São Paulo. São Paulo. 2007.
 41. LARRY N. THIBOS, P.; RAYMOND A. APPELEGATE, O. P.; JAMES T. SCHWIEGERLING, P. Standards for Reporting the Optical Aberrations of Eyes. *Journal of Refractive Surgery*, v. 18, p. 652-660, Setembro/Outubro 2002.
 42. OPTICAL Research. Disponível em:
<http://www.opticalres.com/cv/cvprodds_f.html>.
 43. LAMBDA Research Corporation. Disponível em:
<http://www.lambdares.com/software_products/oslo/>.
 44. DEVELOPMENT Corporation Zemax. Disponível em: <<http://www.zemax.com/>>.
 45. KOLLBAUM, P. et al. Validation of an Off-Eye Contact Lens Shack-Hartmann Wavefront Aberrometer. *Optometry & Vision Science*, v. 85, n. 9, p. 817-828, Setembro 2008.
 46. KRUEGER, R. R.; APPELEGATE, R. A.; MACRAE, S. M. Wavefront customized visual corrections: the quest for super vision II. Thorofare: SLACK Incorporated, 2004.
 47. MASALEHDAN, H.; ERIK LOTFI AFSHIN LOTFI, K. J.-G. Modeling of Zernike Optical Aberrations by MTF and PSF. BIOMED/DH Joint Poster Session (JMA). Miami: JMA. 2010. p. 1-3.
 48. CORPORATION, O. How to Measure MTF and other Properties of Lenses. Optikos Corporation. Wakefield USA, p. 64. 1999.
 49. YANG, Q.; LIU, L.; LANG, H. Computation of the ambiguity function for circularly symmetric pupils. *JOURNAL OF OPTICS A: PURE AND APPLIED*

- OPTICS, v. 7, n. 8, p. 431-437, Julho 2005.
50. BATISTA, I. R. P. Aberrações oculares Associadas ao Uso de Lentes de Contacto Hidrofílicas Mensais. Instituto Superior Técnico Universidade Técnica de Lisboa. 2007.
 51. BOREMAN, G. D. Modulation Transfer Function in Optical and Electro-Optical Systems. Bellingham Washington: SPIE-The International Society for Optical Engineering, v. TT52, 2001.
 52. ARTAL, P.; NAVARRO, R. Monochromatic modulation transfer function of the human eye for different pupil diameters: an analytical expression. The Journal of the Optical Society of America A, Madri, v. 11, n. 1, p. 246-249, Julho 1994.
 53. TYSON, R. Principles of Adaptative Optics. 3rd Edition. ed. [S.l.]: CRC Press, 2010.
 54. MONTEIRO, D. W. D. L.; VDOVIN, G. Nos Limites da Visão. Ciência Hoje, Delft, v. 32, n. 188, p. 32-37, Novembro 2002.
 55. VDOVIN, G. et al. Silicon micro-optics for smart light control.
 56. PLATT, B. C.; SHACK, R. History and Principles of Shack-Hartmann Wavefront Sensing. Journal of Refractive Surgery, v. 17, p. 573-577, Setembro - Outubro 2001.
 57. CAO, G.; YU, X. Accuracy analysis of a Hartmann-Shack wavefront sensor operated with a faint object. Optical Engineering, v. 33, n. 7, p. 331—2335, Julho 1994.
 58. GONZÁLEZ, J. E. O. Construcción y Calibrado de un Sensor de Shack-Hartmann. Universidad de Cantabria. [S.l.]. 2002.
 59. Ophthalmic implants — Intraocular lenses —Part 2: Optical properties and test methods. International Organization for Standardization ISO. Genebra, Suíça, p. 28. 1999. (ISO 11979-2).
 60. PRESS, W. H. et al. Numerical Recipes in C. 2nd Edition. ed. [S.l.]: CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS, 1992.
 61. Astronomia e Astrofísica UFRGS. Disponível em:
<<http://astro.if.ufrgs.br/telesc/aberracao.htm>>.
 62. BRADSKI, G.; KAEHLER, A. Learning Open CV. 1. ed. [S.l.]: O'Reilly Media, 2008.
 63. MATHWORKS. Disponível em:
<<http://www.mathworks.com/products/matlab/index.html>>.
 64. ROTLEX. Disponível em: <<http://www.rotlex.com/BrassIola.pdf>>.
 65. LN, T.; W, W.; D, H. Power vectors: an application of Fourier analysis to the description and statistical analysis of refractive error. Optometry and Vision Science, v. 74, n. 6, p. 367-375, Junho 1997.