

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Rodrigo de Abreu

Metodologia para Decisão do Poder Dióptrico de Lentes Intraoculares Utilizando MTF

**Belo Horizonte
Janeiro, 2020**

Rodrigo de Abreu

Metodologia para Decisão do Poder Dióptrico de Lentes Intraoculares Utilizando MTF

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Luciana Pedrosa Salles

Belo Horizonte

2020

**"Metodologia para Decisão do Poder Dióptrico de Lentes
Intraoculares utilizando MTF"**

Rodrigo de Abreu

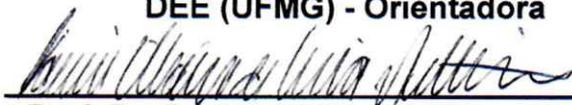
Dissertação de Mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 23 de janeiro de 2020.

Por:



**Profa. Dra. Luciana Pedrosa Salles
DEE (UFMG) - Orientadora**



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



**Prof. Dr. Bruno Lovaglio Caçado Trindade
Instituto de Oftalmologia Caçado Trindade**

**Prof. Dr. Jhonattan Córdoba Ramírez
DELT (UFMG) - Suplente**

Agradecimentos

Primeiramente agradeço a Deus por mais esta etapa concluída. Aos meus pais, Elias e Telma, pela paciência, compreensão e apoio. Agradeço minhas irmãs, Jeanne e Cristiane, e também minha amiga Jane S. Rodrigues, pelo carinho, pelas conversas e motivação. A todo pessoal do laboratório OptMA-UFMG, o meu carinho e agradecimento, em especial a minha orientadora Luciana P. Salles, por toda a dedicação, paciência, motivação, conselhos e ensinamentos. Agradeço ao Instituto de Oftalmologia Cançado Trindade, onde foram realizados os exames oftalmológicos e a empresa Mediphacos, que por meio de parcerias com a UFMG, fomenta a pesquisa na área da óptica oftálmica. Agradeço a todos os voluntários, que livremente aceitaram disponibilizar os dados de seus exames para a pesquisa. Agradeço a CAPES e ao CNPq pelo apoio e incentivo à pesquisa.

Resumo

Este trabalho propõe uma metodologia e uma métrica baseada no uso da Função de Transferência de Modulação (MTF) para auxiliar no cálculo do poder dióptrico (também referido como poder refrativo) de Lentes Intraoculares (LIOs), usadas em cirurgias oftalmológicas para substituir o cristalino do olho humano. A metodologia proposta é baseada na simulação de um modelo semi-personalizado do olho humano cujos parâmetros são obtidos por meio de um topógrafo corneano e de um biômetro óptico. Os resultados são analisados por meio de técnicas de avaliação da qualidade da imagem, sem levar em conta efeitos psicofísicos e aspectos de neurovisão. Um algoritmo foi desenvolvido para permitir a simulação considerando dados de diversos olhos, diferentes valores de poder refrativo e tipos de LIOs, propiciando também a avaliação da acuidade visual esperada levando-se em conta diferentes distâncias do objeto e ângulos do meridiano de referência da LIO tórica. A fundamentação e justificativa da proposta sugerida é apresentada e discutida por meio dos resultados das simulações do modelo de olho pseudofácico no qual a superfície anterior da córnea é representada por uma descrição matemática que contempla suas aberrações (imperfeições geométricas). Para tanto, dados de 10 olhos submetidos a exames em uma clínica oftalmológica são utilizados para construção de um modelo de olho semi-personalizado. Códigos são propostos para: obtenção do modelo matemático da topografia da córnea por meio de polinômios de Zernike; integração com o simulador utilizado para construção do modelo de olho; aquisição de resultados e tratamento de dados. Análises considerando lentes intraoculares esféricas e tóricas e diferentes eixos de alinhamento da LIO tórica são discutidos visando elucidar a abrangência do método proposto. Os resultados obtidos nas simulações com o método proposto neste trabalho são contrastados com simulações usando representações simplificadas da córnea e LIOs calculadas por meio de fórmulas teóricas (técnica usualmente utilizada pelos oftalmologistas). Considerando apenas olhos com astigmatismo corneano abaixo de 1,5 D, os poderes refrativos reportados pelo biômetro óptico, calculados por meio de fórmulas empíricas, indicaram diferenças de até 1,0 D, dependendo da fórmula utilizada. Os resultados obtidos sugerem que a metodologia proposta pode ser utilizada para se realizar uma escolha mais assertiva no cálculo do poder refrativo devido ao maior grau de personalização, se comparado às fórmulas tradicionais, e por permitir a avaliação da acuidade esperada considerando as diferentes dioptrias, distâncias do objeto e as características construtivas da lente. Além disso, o método proposto permite avaliar a acuidade visual esperada considerando diversos tipos de LIOs (esférica, esférica, tórica, etc.), o que pode levar a uma escolha mais adequada, não só do poder refrativo mas, também, do tipo de lente intraocular a ser empregada na cirurgia.

Palavras-chave: Lentes intraoculares, LIO, MTF, Poder Refrativo, Traçado de raios

Abstract

This work proposes a methodology and a metric based on the Modulation Transfer Function (MTF) to assist ophthalmologists during intraocular lens (IOLs) power calculation in the cataract surgery, in which the natural lens is replaced by an artificial one. The suggested methodology is based on the simulations of a semi-custom model of the human eye whose parameters are taken by means of a corneal topographer and an optical biometer. Results are analyzed using image quality assessment techniques, without taking into account psychophysical effects and aspects of neurovision. An algorithm was developed to allow the simulations considering data from different eyes, refractive powers and distinct types of IOLs, also allowing the evaluation of the expected visual acuity taking into account different object distances and toric IOL alignment. The theoretical grounds and reasons of this work are presented and discussed by means of the simulation results of the pseudophakic eye model whereby the anterior corneal surface was represented by a mathematical description that includes the geometric imperfections (aberrations) of the anterior cornea. To accomplish this goal, data of 10 eyes were scanned and the data were used to build a semi-custom eye model. Codes are proposed for: obtaining the mathematical model of corneal topography through Zernike polynomials, integration with the Zemax software, acquisition of the results and data processing. Analysis considering spherical and toric intraocular lenses and different toric IOL alignment are discussed in order to clarify the scope of the proposed method. The results obtained in the simulations with the method proposed in this work are contrasted with simulations using simplified corneal representations and the IOL power calculated using empirical formulas (technique usually employed by ophthalmologists). Considering only eyes with corneal astigmatism below 1.5 D, the refractive optical powers reported by the optical biometer, based on the empirical equations, result in values that varied up to 1.0 D, depending on the formula employed. The results suggest that the proposed methodology can be used to make a more assertive choice in the calculation of refractive power due to the greater degree of customization compared to the traditional formulas, also allowing the evaluation of the expected acuity considering the different refractive powers, distances of the object and the constructive characteristics of the artificial lens. In addition, the proposed method allows the expected visual acuity to be evaluated by considering various types of IOLs (spherical, aspheric, toric, etc.), which may lead to a more appropriate choice not only of the refractive power but also of the type of intraocular lens to be used in the surgery.

Keywords: IOL, MTF, Lens Power Calculation, ray-tracing

Lista de ilustrações

Figura 1	– Olho humano com suas principais estruturas ópticas.	21
Figura 2	– (a) Esquema de formação de imagem de um objeto no olho. (b) Ilustração do efeito da aberração cromática.	22
Figura 3	– Visão bidimensional dos termos de Zernike de ordem zero até a quinta ordem. Termos acima da linha vermelha são considerados de baixa ordem enquanto que os demais são de alta-ordem [1].	24
Figura 4	– (a) Ilustração do efeito da aberração esférica. (b) Ilustração de correção da aberração esférica com lente asférica.	26
Figura 5	– Imagem ilustrativa de um conoide de Sturm.	27
Figura 6	– Ilustração do uso do traçado de raios para cálculo do poder refrativo. A curva em vermelho mostra um exemplo de raio que converge para o ponto focal na retina localizado sobre o eixo óptico enquanto que a curva verde representa um raio cujo ponto focal está entre a retina e a LIO, devido ao efeito, por exemplo, da aberração esférica devido ao aumento da pupila.	32
Figura 7	– Exemplo ilustrativo da PSF de um sistema óptico. A fonte pontual é representada por um impulso $\delta(x, y)$ e a resposta do sistema $h(x, y)$ representada por círculos concêntricos, devido ao efeito de difração em função da abertura finita do sistema.	33
Figura 8	– Exemplo ilustrativo de representação da curva de MTF [2] (<i>Modificada</i>).	34
Figura 9	– (a) Orientação do ângulo de campo em relação ao olho esquerdo. (b) Exemplo ilustrativo de curvas de MTF para diferentes ângulos de campo em um sistema óptico com assimetria esférica.	34
Figura 10	– Fluxograma de desenvolvimento do trabalho.	38
Figura 11	– Imagem ilustrativa para representação dos parâmetros biométricos do olho.	39
Figura 12	– Representação visual do modelo de olho pseudofácico implementado nas simulações.	40
Figura 13	– Método de validação da curva bicônica rotacionada. Em cinza está a curva na implementação original, sem rotação e, em rosa, a curva rotacionada pelo ângulo ϕ_r	42
Figura 14	– Visualização tridimensional da superfície anterior da córnea obtida a partir de dados do mapa de elevação exportados pelo tomógrafo corneano Oculus Pentacam.	43
Figura 15	– Mapas residuais dos olhos P1OS e P5OS obtidos por meio da subtração do mapa topográfico original pela superfície de referência considerada.	46

Figura 16 – (a) Topografia da parte anterior da córnea do olho P1OS após a aquisição de dados por meio de um novo exame. (b) Mapa residual do olho P1OS obtido pela subtração do mapa topográfico por uma superfície bicônica considerando o novo exame.	47
Figura 17 – Modelo de organização de diretórios utilizado nas simulações.	50
Figura 18 – Ilustração do método de obtenção da figura de mérito ξ por meio do cálculo da área abaixo da curva de MTF até a frequência espacial de 50 pl/mm.	52
Figura 19 – Exemplo de curvas de nível da MTF à 50 pl/mm considerando superfície representada por Zernike, bicônica, esférica e a curva do limite de difração. 52	52
Figura 20 – Figura de mérito (ξ), por dioptria, do olho P1OS com LIO esférica considerando a superfície anterior da córnea representada por (a) Zernike e (b) bicônica.	54
Figura 21 – Figura de mérito (ξ), por dioptria, do olho P2OD com LIO esférica considerando a superfície anterior da córnea representada por (a) Zernike e (b) bicônica.	55
Figura 22 – (a) MTF à 0° e 90° e (b) MTF à 50 pl/mm, considerando os três tipos de representação de superfície anterior da córnea para o olho P2OD com abertura de pupila de 1,5 mm de raio e LIO de 20,0 D.	57
Figura 23 – Curvas de MTF para diferentes tipos de representação da superfície anterior da córnea considerando o poder refrativo indicado com base em ξ para os olhos: (a) P1OD, (b) P3OD, (c) P4OD e (d) P4OS.	58
Figura 24 – Curvas de MTF à 50 pl/mm do olho P1OS com LIO de 19,0 D com (a) abertura de pupila de 1,5 mm de raio e (b) abertura da pupila de 2,0 mm de raio.	59
Figura 25 – Figura de mérito (ξ), por dioptria, do olho P3OD: (a) considerando a parte anterior da córnea representada por Zernike e (b) considerando a representação da parte anterior da córnea por meio de uma superfície bicônica.	59
Figura 26 – Figura de mérito (ξ), por dioptria, do olho P4OD: (a) considerando a parte anterior da córnea representada por Zernike e (b) considerando a representação da parte anterior da córnea por meio de uma superfície bicônica.	60
Figura 27 – Curvas de níveis do olho P3OS para LIOs esféricas de diferentes valores de poder refrativo, com córnea representada por Zernike e pupila de 1,5 mm.	60
Figura 28 – Variação da distância do objeto considerando as diferentes dioptrias de LIOs empregadas no olho P1OS com córnea representada por Zernike e (a) pupila de 1,5 mm de raio (b) pupila de 2,0 mm de raio.	63

Figura 29 – Variação da distância do objeto considerando as diferentes dioptrias de LIOs empregadas no olho P1OD com córnea representada por Zernike e (a) pupila de 1,5 mm de raio (b) pupila de 2,0 mm de raio.	63
Figura 30 – Variação da distância do objeto considerando as diferentes dioptrias de LIOs empregadas no olho P2OD com córnea representada por Zernike e (a) pupila de 1,5 mm de raio (b) pupila de 2,0 mm de raio.	64
Figura 31 – Variação da distância do objeto considerando as diferentes dioptrias de LIOs empregadas no olho P2OS com córnea representada por Zernike e (a) pupila de 1,5 mm de raio (b) pupila de 2,0 mm de raio.	64
Figura 32 – Variação da distância do objeto considerando as diferentes dioptrias de LIOs empregadas no olho P3OS com córnea representada por Zernike e (a) pupila de 1,5 mm de raio (b) pupila de 2,0 mm de raio.	65
Figura 33 – Variação da distância do objeto considerando as diferentes dioptrias de LIOs empregadas no olho P3OD com córnea representada por Zernike e (a) pupila de 1,5 mm de raio (b) pupila de 2,0 mm de raio.	65
Figura 34 – Curvas de nível da MTF à 50 pl/mm para o olho P3OD com representação da córnea por Zernike e (a) LIO esférica de 15,0 D (b) LIO esférica de 15,5 D.	66
Figura 35 – Variação da distância do objeto considerando as diferentes dioptrias de LIOs empregadas no olho P4OD (a) com córnea representada por Zernike e pupila de 1,5 mm de raio (b) com córnea representada por Zernike e pupila de 2,0 mm de raio (c) com córnea representada por Bicônica e pupila de 1,5 mm de raio (d) com córnea representada por Bicônica e pupila de 2,0 mm de raio.	67
Figura 36 – Variação da distância do objeto considerando as diferentes dioptrias de LIOs empregadas no olho P4OS (a) com córnea representada por Zernike e pupila de 1,5 mm de raio (b) com córnea representada por Zernike e pupila de 2,0 mm de raio (c) com córnea representada por Bicônica e pupila de 1,5 mm de raio (d) com córnea representada por Bicônica e pupila de 2,0 mm de raio.	68
Figura 37 – Variação do valor de ξ com a mudança do ângulo do meridiano de alinhamento da LIO tórica para o olho P3OD, considerando a córnea representada por Zernike, três diferentes dioptrias e dois raios de abertura da pupila.	70
Figura 38 – Variação do valor de ξ com a mudança do ângulo do meridiano de alinhamento da LIO tórica para o olho P3OS, considerando a córnea representada por Zernike, três diferentes dioptrias e dois raios de abertura da pupila.	70

Figura 39 – Variação do valor de ξ com a mudança do ângulo do meridiano de alinhamento da LIO tórica para o olho P5OD, considerando a córnea representada por Zernike, três diferentes dioptrias e dois raios de abertura da pupila.	71
Figura 40 – Variação do valor de ξ com a mudança do ângulo do meridiano de alinhamento da LIO tórica para o olho P5OS, considerando a córnea representada por Zernike, três diferentes dioptrias e dois raios de abertura da pupila.	71
Figura 41 – Valores de ξ para o olho P5OD com representação da córnea por meio de Zernike considerando variação do poder cilíndrico da LIO tórica. . .	73
Figura 42 – Valores de ξ para o olho P5OS com representação da córnea por meio de Zernike considerando variação do poder cilíndrico da LIO tórica. . .	74
Figura 43 – Resultados reportados pelo biômetro Lenstar LS 900 para o indivíduo P3.	95
Figura 44 – Resultados da córnea do olho P3OD obtidos com o tomógrafo corneano Oculus Pentacam.	96
Figura 45 – Resultados da córnea do olho P3OS obtidos com o tomógrafo corneano Oculus Pentacam.	96

Lista de tabelas

Tabela 1	– Valores de poder refrativo reportados pelo biômetro óptico Lenstar LS 900 para cada um dos olhos analisados considerando as diferentes fórmulas disponíveis no equipamento.	39
Tabela 2	– Erro RMS da reconstrução utilizando-se 28 termos de Zernike.	45
Tabela 3	– Erro RMS da reconstrução utilizando-se uma superfície bicônica.	45
Tabela 4	– Erro RMS da reconstrução utilizando-se 36 termos de Zernike.	47
Tabela 5	– Valores de ξ para os 10 olhos analisados, considerando a córnea representada por Zernike e pupila de 1,5 mm de raio. A dioptria com melhor desempenho segundo o critério adotado está destacado em itálico e na cor vermelha. Em negrito estão destacados as dioptrias reportadas pelas fórmulas empíricas. Os índices de 1 à 5 representam as fórmulas de Barrett, Haigis, Olsen, Holladay e SRK/T, nesta ordem.	56
Tabela 6	– Valores de ξ para os 10 olhos analisados, considerando a córnea representada por Zernike e pupila de 2,0 mm de raio. Em negrito estão destacados as dioptrias reportadas pelas fórmulas empíricas. A dioptria com melhor desempenho segundo o critério adotado está destacado em itálico e na cor vermelha.	56
Tabela 7	– Valores do comprimento axial do olho (AL), do raio de curvatura médio da córnea (R), do poder refrativo da córnea (K), da posição efetiva da LIO (ELP) com base na Equação 2.9, com valor da constante C igual à 0,42, e do poder refrativo da LIO calculado a partir da Equação 2.7.	61
Tabela 8	– Valor máximo de ξ e do ângulo do meridiano de alinhamento da LIO tórica (θ_t) correspondente a este valor, considerando 3 diferentes valores de poder refrativo esférico. Em negrito estão destacados os valores correspondente a LIO com maior valor de ξ para cada olho analisado, com base na maior média obtida para as duas diferentes aberturas de pupila.	72
Tabela 9	– Resultados da figura de mérito ξ para 3 diferentes valores da constante C utilizada no cálculo da posição efetiva da LIO e a diferença percentual em relação ao valor da constante C utilizada (C = 0,42), considerando aberturas da pupila de 1,5 mm e 2,0 mm.	75
Tabela 10	– Tabela de parâmetros das LIOs esféricas utilizadas nas simulações.	89
Tabela 11	– Tabela de parâmetros das LIOs tóricas utilizadas nas simulações.	90
Tabela 12	– Parâmetros biométricos dos olhos utilizados no trabalho.	91
Tabela 13	– Valores dos coeficientes dos polinômios de Zernike obtidos na reconstrução utilizando 36 termos.	92

Lista de abreviaturas e siglas

LIO	Lente Intraocular
MTF	Função de Transferência de Modulação (<i>Modulation Transfer Function</i>)
PSF	Função de Espalhamento Pontual (<i>Point Spread Function</i>)
DDE	<i>Dynamic Data Exchange</i>
PZ	Polinômios de Zernike
PMMA	Polimetilmetacrilato
ECCE	Extração Extracapsular da Catarata (<i>Extracapsular Cataract Extraction</i>)
ICCE	Extração Intracapsular da Catarata (<i>Intracapsular Cataract Extraction</i>)
PCI	<i>Partial Coherence Interferometer</i>
OLCR	<i>Optical Low-Coherence Reflectometry</i>
AL	Comprimento Axial (<i>Axial Length</i>)
ACD	Espessura da Câmara Anterior (<i>Anterior Chamber Depth</i>)
LT	Espessura Central do Cristalino (<i>Lens Thickness</i>)
CT	Espessura Central da Córnea (<i>Cornea Thickness</i>)
LASIK	<i>Laser in Situ Keratomileusis</i>
RK	<i>Radial keratotomy</i>
ELP	Posição Efetiva da LIO (<i>Effective Lens Position</i>)

Sumário

1	INTRODUÇÃO	19
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	21
2.1	Olho Humano	21
2.2	Polinômios de Zernike (PZ)	22
2.3	Disfunções oculares	23
2.4	Lentes intraoculares - LIOs	25
2.4.1	Cálculo do poder refrativo de LIOs	25
2.4.1.1	Fórmulas baseadas em óptica geométrica e modelos de regressão	28
2.4.1.2	Traçado de raios	31
2.5	Figuras de mérito para avaliação do sistema óptico	31
2.5.1	Função de espalhamento pontual (PSF)	32
2.5.2	Função de transferência de modulação (MTF)	32
3	METODOLOGIA	37
3.1	Procedimento de aquisição de dados e modelagem	37
3.2	Reconstrução da topografia em polinômios de Zernike	42
3.3	Algoritmos para simulação e geração de resultados	48
3.4	Método de seleção de LIO proposto	50
4	RESULTADOS	53
4.1	LIO Esférica	54
4.1.1	Variação da distância do objeto considerando a LIO esférica	62
4.2	LIO Tórica	69
4.3	Variação da posição efetiva da LIO	75
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	77
	REFERÊNCIAS	81
	APÊNDICES	87
	APÊNDICE A – PARÂMETROS CONSTRUTIVOS DAS LIOS	89
	APÊNDICE B – TABELA DE PARÂMETROS DOS OLHOS SIMULADOS	91

ANEXOS	93
ANEXO A – RESULTADOS DOS EXAMES BIOMÉTRICOS E DE TOPOGRAFIA DA CÓRNEA	95

1 Introdução

O cálculo do poder refrativo¹ de lentes intraoculares (LIOs), utilizadas para a substituição do cristalino, principalmente em decorrência da catarata, foi crescendo de importância ao longo dos anos em função de diversos fatores. Os procedimentos cirúrgicos se tornaram mais seguros e os processos de fabricação e os materiais empregados permitiram a criação de lentes menores, maleáveis e com características construtivas mais precisas. Houve melhorias também na capacidade de posicionamento das lentes dentro do globo ocular, principalmente em função das alças hápticas, as incisões ficaram menores reduzindo assim as deformações pós-cirúrgicas da córnea, os equipamentos de medições dos parâmetros do olho se tornaram melhores e mais precisos, dentre outros fatores.

As fórmulas teóricas baseadas em óptica geométrica ou em modelos de regressão, utilizadas para o cálculo do poder refrativo de LIOs, também evoluíram muito em suas capacidades de calcular, de maneira mais assertiva, o poder refrativo mais adequado a um olho específico, contudo, várias delas ainda podem indicar lentes de diferentes dioptrias, principalmente em olhos muito curtos ou compridos e também em córneas aberradas. A técnica de traçado de raios tem sido cada vez mais empregada pois garante uma maior personalização no momento do cálculo do poder refrativo da LIO, uma vez que se baseia no trajeto percorrido pelo raio desde a superfície da córnea até a retina, utilizando o princípio da lei de Snell, sem fazer o uso de aproximações da óptica paraxial (também chamada de óptica Gaussiana). Entretanto, a técnica de traçado de raios têm sido utilizada de forma limitada, por meio do uso de um ou poucos raios, o que permite avaliar efeitos apenas de algumas imperfeições do olho. A partir do traçado de múltiplos raios e do uso de figuras de mérito como a Função de Transferência de Modulação (MTF), é possível realizar uma análise de um modelo de olho com maior grau de personalização, no qual imperfeições da córnea (aberrações de baixa e alta ordem) podem ser inseridas. Para tanto, o uso de ferramentas computacionais para o traçado de raios torna-se imprescindível.

Neste trabalho é proposta uma metodologia auxiliar para o cálculo do poder refrativo de lentes intraoculares baseado em análises das curvas de MTF obtidas por meio de simulações no software de traçado de raios, Zemax. Esta ferramenta possui uma interface denominada DDE (*Dynamic Data Exchange*) que permite sua integração com diversas linguagens de programação. Um algoritmo foi desenvolvido e empregado para permitir a realização de diversas simulações, considerando LIOs de diferentes valores de poder refrativo, diversos meridianos de rotação da lente tórica e variação do posicionamento da LIO dentro do saco capsular. O algoritmo proposto permite ainda analisar representações

¹ Poder refrativo (também referido como poder dióptrico ou poder óptico) é o recíproco da distância focal, e representa uma medida da capacidade de um sistema óptico em convergir raios de luz.

variadas da superfícies anterior da córnea, tamanhos diferentes de pupila e posição do objeto. Uma figura de mérito baseada na área sob a curva de MTF foi proposta e utilizada para avaliar a qualidade óptica considerando as LIOs dos diversos valores de poder refrativo simulados. Também são realizadas análises em termos de contraste em diferentes direções a partir de curvas de níveis baseadas no valor da MTF a 50 pares de linha por milímetro.

O trabalho está organizado em 5 capítulos. No Capítulo 2 são apresentados os conceitos e fundamentações teóricas necessárias para o entendimento do trabalho assim como os principais métodos empregados no cálculo do poder refrativo de lentes intraoculares.

No Capítulo 3 é apresentada a metodologia utilizada, o procedimento de análise de resultados de exames oftalmológicos, o algoritmo empregado na geração e aquisição de resultados, e as figuras de mérito utilizadas para avaliação da qualidade visual obtida com base nas simulações.

No Capítulo 4 são apresentados os resultados considerando a utilização de lentes intraoculares monofocais esféricas e tóricas e, no Capítulo 5 são apresentadas as conclusões e possíveis trabalhos futuros.

2 Fundamentação Teórica

2.1 Olho Humano

O olho humano é um sistema óptico bastante complexo responsável pela visão. A Figura 1 apresenta os principais componentes ópticos do olho. A córnea é uma estrutura transparente que atua como uma lente convergente com raio de curvatura de aproximadamente 8 mm, responsável por cerca de 2/3 do poder refrativo do olho. Sua parte externa é conhecida como superfície anterior enquanto que a parte interna é referida como superfície posterior da córnea. Aproximadamente 1/3 do poder refrativo do olho é devido ao cristalino, que atua como uma lente ajustável e está inserida dentro do saco capsular, ligada ao corpo ciliar, sendo capaz de aumentar ou diminuir seu poder refrativo em um processo conhecido como acomodação. A região entre a córnea e o cristalino é preenchida por um líquido transparente denominado humor aquoso, cujo índice de refração é aproximadamente igual ao da córnea. A quantidade de luz que atravessa o olho é controlada pela abertura da pupila, realizada por meio da íris, estrutura que determina a cor dos olhos. Os raios de luz são focados na retina, região do olho que contém diversos fotorreceptores que transmitem os sinais da imagem captada para o cérebro por meio do nervo óptico. Os fotorreceptores relacionados a visão humana são sensíveis a comprimentos de onda na faixa de 380 nm à 780 nm, cujo pico de sensibilidade é próximo de 555 nm. A região entre o cristalino e a retina é preenchida por uma substância gelatinosa denominada humor vítreo [3], [4].

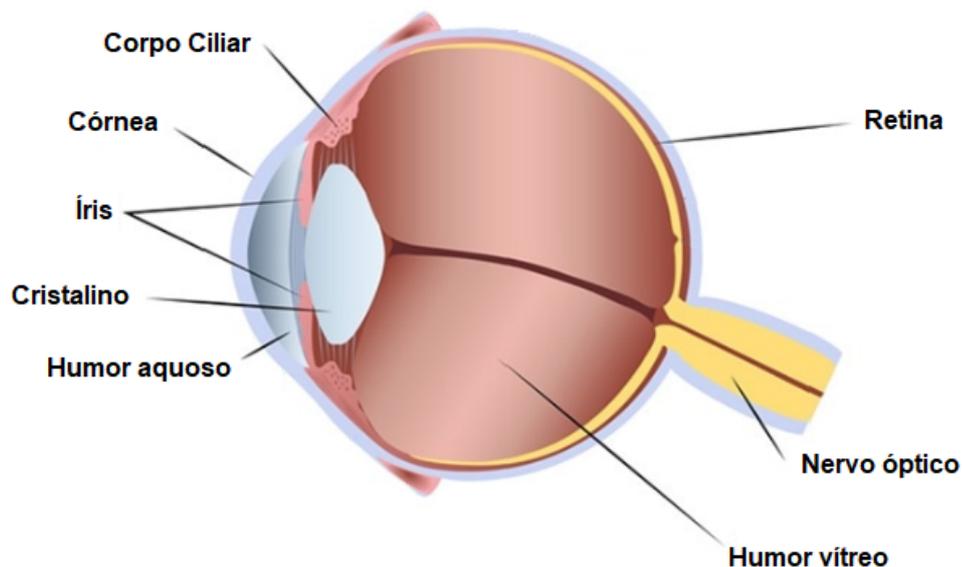


Figura 1 – Olho humano com suas principais estruturas ópticas.

Fonte: www.news-medical.net/health/Anatomy-of-the-Human-Eye.aspx (Adaptado)

Existem diversos fatores que impactam na qualidade da imagem obtida em um sistema óptico. Idealmente, deseja-se que um ponto no plano do objeto corresponda a um único ponto no plano de imagem, como mostrado na Figura 2a, porém diversos aspectos do sistema óptico real impedem que a formação da imagem se dê desta maneira. Um dos fatores que afetam a qualidade da imagem formada é a chamada aberração cromática, que está relacionada ao comprimento de onda da luz. Aberrações cromáticas ocorrem devido a dependência do índice de refração do meio com o comprimento de onda da luz incidente, fazendo com que cores de maior frequência no espectro eletromagnético sejam mais refratadas do que cores de menor frequência. Tal aberração faz com que o olho apresente distâncias focais diferentes, dependendo da cor, como pode ser visto na Figura 2b, reduzindo assim a qualidade da imagem obtida [5]. Em oftalmologia e em análises de lentes intraoculares, os resultados de testes e simulações no qual não são levados em consideração os efeitos cromáticos são geralmente realizados e reportados utilizando luz com comprimento de onda de 546 nm [6], cujo valor corresponde a cor verde.

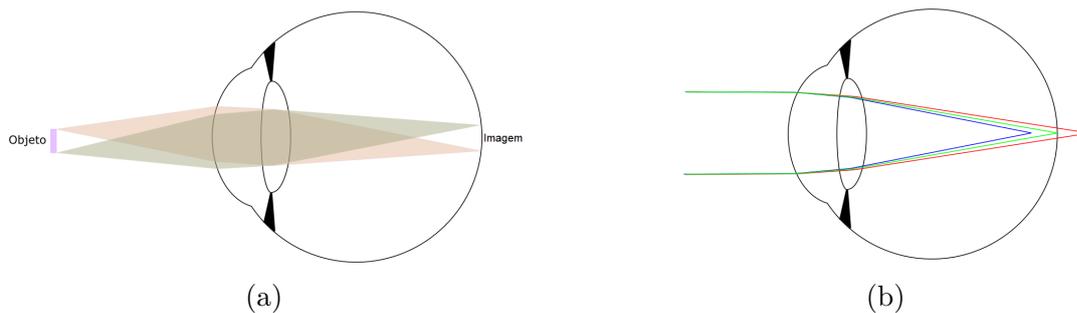


Figura 2 – (a) Esquema de formação de imagem de um objeto no olho. (b) Ilustração do efeito da aberração cromática.

Tanto a córnea quanto o cristalino do olho humano podem apresentar características geométricas que degradam significativamente a qualidade visual. Essas imperfeições na geometria destas estruturas são denominadas aberrações ópticas monocromáticas. Em oftalmologia é muito comum a utilização dos chamados Polinômios de Zernike (PZ) para caracterizar as diversas aberrações monocromáticas presentes no olho humano [7].

2.2 Polinômios de Zernike (PZ)

Os Polinômios de Zernike foram propostos por Frits Zernike em 1934 e desde então têm sido largamente utilizados em diversas áreas [7], [8], [9]. Os PZ são um conjunto infinito de polinômios definidos em um círculo unitário, e são capazes de descrever qualquer superfície contínua definida dentro deste círculo. Uma das propriedades importante destes polinômios é a sua ortogonalidade, ou seja, nenhum termo do polinômio pode ser obtido pela soma ponderada dos demais termos [10].

Os termos do polinômio de Zernike, em coordenada polar, podem ser obtidos por meio da Equação 2.1 [11]

$$Z_n^m(\rho, \theta) = \begin{cases} R_n^m(\rho)\cos(m\theta), & m > 0 \\ R_n^m(\rho)\sin(m\theta), & m < 0 \\ R_n^m(\rho), & m = 0 \end{cases} \quad (2.1)$$

Os índices n e m são números inteiros, no qual para um dado valor de n , os valores de m variam de $-n$ até n , com passo de duas unidades. O termo radial R_n^m é obtido por meio do somatório apresentado na Equação 2.2.

$$R_n^m = \sum_{s=0}^{(n-m)/2} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! [(n+m)/2 - s]! [(n-m)/2 - s]!} \rho^{n-2s} \quad (2.2)$$

Os polinômios de Zernike são agrupados em infinitas ordens, sendo o índice n o indicador da ordem dos termos. Geralmente, utiliza-se uma divisão entre os chamados termos de baixa ordem (zero, um e dois) e termos de alta ordem (três em diante) [1]. A Figura 3 apresenta uma representação bidimensional da superfície gerada por cada termo de Zernike até a quinta ordem.

Uma superfície qualquer, $W(\rho, \theta)$, pode ser aproximada pela soma ponderada dos termos de Zernike, como descrito na Equação 2.3:

$$W(\rho, \theta) = \sum_{m,n} c_{m,n} Z_n^m(\rho, \theta) \quad (2.3)$$

em que $c_{m,n}$ são os coeficientes relacionados a amplitude de cada um dos termos somados.

As principais aberrações ópticas do olho humano que impactam mais significativamente na acuidade visual, como defoco (Z_2^0), astigmatismo (Z_2^2 e Z_2^{-2}) e aberração esférica (Z_4^0), são bem representados por meio desta base matemática.

2.3 Disfunções oculares

Outras características do olho além das aberrações ópticas podem impactar na qualidade visual. Em pessoas de meia idade é comum o aparecimento de uma disfunção óptica caracterizada pela redução do poder de acomodação do olho devido a menor flexibilidade do cristalino. Conhecida como presbiopia, esta disfunção se torna mais evidente entre os 40 e 50 anos de idade [3], [12], [13].

Em pessoas idosas, é comum a redução da acuidade visual devido a formação da catarata. Esta doença é caracterizada pela progressiva opacificação do cristalino, que perde sua transparência, causando dispersão dos raios de luz, formação de *halos*, redução

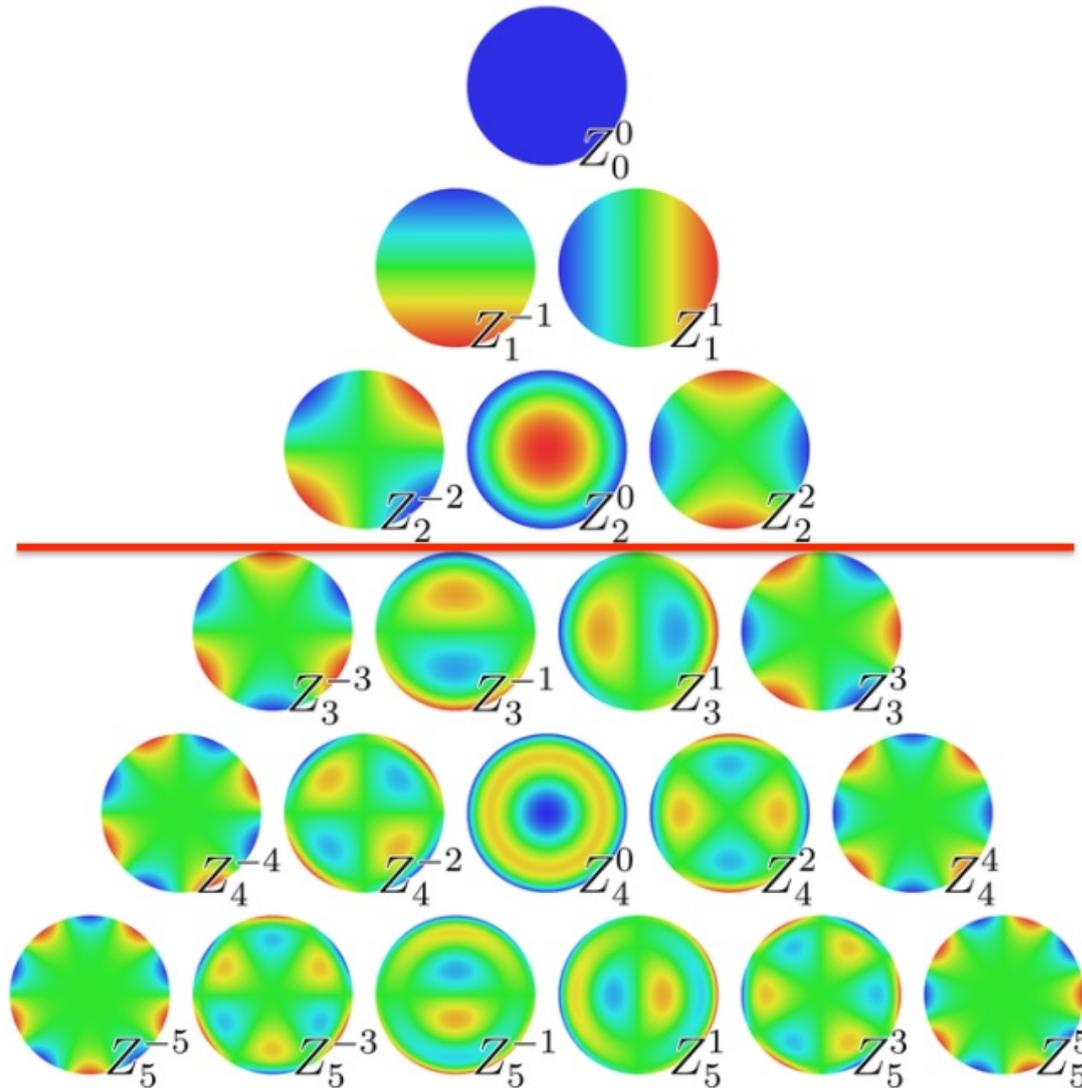


Figura 3 – Visão bidimensional dos termos de Zernike de ordem zero até a quinta ordem. Termos acima da linha vermelha são considerados de baixa ordem enquanto que os demais são de alta-ordem [1].

da quantidade de luz que atinge a retina e, em seu estágio mais avançado, pode levar à cegueira. Estima-se que uma a cada duas pessoas com mais de 75 anos tenha uma redução na acuidade visual devido a catarata [14]. Atualmente, o único tratamento que permite eliminar os efeitos da catarata é feito por meio de intervenção cirúrgica para substituição do cristalino opacificado por um lente artificial denominada lente intraocular (LIO).

A catarata pode originar a partir de um trauma ou de uma disfunção metabólica, mas a principal ocorrência se dá em função da idade avançada (em inglês denominada *age-related cataract* ou *senile cataract*). Este tipo de catarata pode ser classificada como nuclear, cortical ou subcapsular, dependendo de onde ocorre a opacificação do cristalino [15].

Historicamente, a primeira implantação de uma lente intraocular em uma cirurgia de catarata foi realizada por Harold Ridley, em Novembro de 1949. Durante a segunda

guerra mundial, Ridley percebeu que os olhos de pilotos britânicos de avião, lesionados por fragmentos de PMMA (Polimetilmetacrilato) da cabine, eram tolerantes ao material. Aproveitando-se desta importante característica do PMMA, Ridley desenvolveu e implantou a primeira lente intraocular, revolucionando o tratamento da catarata. Até então esta doença era tratada por meio da remoção do cristalino com posterior correção refrativa por meio de óculos, cujas lentes eram extremamente grossas devido ao seu alto poder refrativo [16].

2.4 Lentes intraoculares - LIOs

Até a introdução da primeira LIO por Ridley, as cirurgias de catarata baseavam-se na remoção do cristalino mantendo-se preservado a maior parte do saco capsular, técnica conhecida como ECCE (extração extracapsular da catarata) ou na remoção tanto do cristalino quanto da cápsula do cristalino, pela técnica de ICCE (extração intracapsular da catarata). Nas últimas décadas a técnica de ECCE passou a ser predominante, principalmente em função da técnica de facoemulsificação, e as lentes intraoculares passaram a ser desenvolvidas para implantação dentro do saco capsular [17].

Atualmente as lentes intraoculares possuem características construtivas bastante interessantes. Elas podem ser bem finas, podem possuir filtro para radiação ultra-violeta ou para redução de luz azul, são maleáveis, o que levou a redução do tamanho da incisão e, conseqüentemente, à minimização das deformações corneanas em função da incisão, como, por exemplo, o astigmatismo induzido pós-cirúrgico. Além disso, estas lentes possuem alças de diferentes tipos para melhor fixação dentro do saco capsular, têm alta compatibilidade biológica, possuem diferentes tipos de superfície como esférica, esférica, tórica ou difrativa, podem ser monofocal ou multifocal, dentre outros [18].

2.4.1 Cálculo do poder refrativo de LIOs

Durante muito tempo as lentes utilizadas nos implantes possuíam superfície esférica tanto em sua face anterior quanto na posterior. O poder refrativo de uma lente esférica P_{LIO} é dada por [19]:

$$P_{LIO} = (n_L - n_H) \left[\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} + \frac{(n_L - n_H)d_{LIO}}{n_L R_1 R_2} \right] \quad (2.4)$$

em que n_L é o índice de refração da LIO, n_H é o índice de refração do humor vítreo e aquoso (considerado aqui como de igual valor), R_1 e R_2 são os raios de curvatura da parte anterior e posterior da LIO, respectivamente, e d_{LIO} é a espessura central da lente.

Lentes esféricas são projetada para possuir um único ponto focal, entretanto, nem todos os raios que passam pela lente são focados em um mesmo ponto. Este efeito é

conhecido como aberração esférica, e é proporcionado pela maior convergência dos raios nas bordas da lente, como pode ser observado na Figura 4a. Desta maneira, o poder refrativo da lente esférica é maior em suas bordas do que próximo ao seu centro.

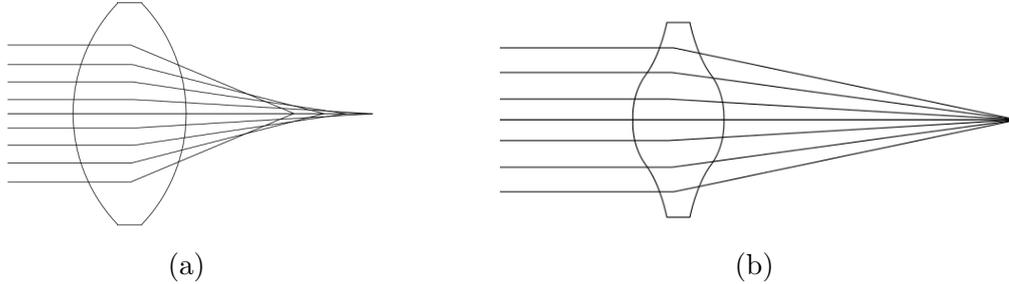


Figura 4 – (a) Ilustração do efeito da aberração esférica. (b) Ilustração de correção da aberração esférica com lente asférica.

Em seu estudo, A. R. Lucena [20] mostra que a córnea do olho humano possui uma aberração esférica positiva ($0,33 \mu\text{m} \pm 0,14 \mu\text{m}$), fazendo com que o uso de LIO esférica possa aumentar a aberração esférica total do olho. Este efeito pode ser minimizado por meio do uso de uma lente asférica [21], como mostrado na Figura 4b. Lentes asféricas possuem uma redução no seu raio de curvatura a medida em que se caminha para suas extremidades, fazendo com que todos os raios converjam para um único ponto focal. O poder refrativo de uma lente asférica é calculado por meio da Equação 2.4.

Uma superfície asférica pode ser descrita pela equação:

$$z = \frac{c\rho^2}{1 + \sqrt{1 - c^2(1 + Q)\rho^2}} \quad (2.5)$$

em que z é a direção do eixo óptico, c é a curvatura da lente (dado pelo inverso do raio de curvatura), Q é o coeficiente de asfericidade e ρ é o valor radial no plano xy , dado por:

$$\rho = \sqrt{(x^2 + y^2)} \quad (2.6)$$

Para um valor de $Q = 0$, a superfície definida pela Equação 2.5 se comporta como uma superfície esférica. Para valores de Q menor que zero, a superfície é aplainada a medida em que se caminha para sua extremidade, reduzindo a quantidade de aberração esférica, enquanto que valores positivos de Q aumentam a quantidade de aberração esférica da lente.

Existem também as lentes tóricas, utilizadas para compensação do astigmatismo corneano, que possuem dois raios de curvatura distintos em uma mesma face da lente, sendo um mais plano (*flat*) e outro mais curvo (*steep*), localizado a 90° do primeiro. O uso de lentes tóricas é mais indicado em olhos com astigmatismo regular ou irregular, em quantidade moderada, embora diversos fatores clínicos devam ser levados em consideração antes da indicação de uma lente tórica [22].

A presença do astigmatismo introduz uma característica denominada conoide de Sturm, como pode ser visto na Figura 5, na qual é possível perceber a existência de dois pontos focais ao longo do eixo óptico. No astigmatismo irregular, o meridiano mais curvo do conoide não se encontra à 90° do meridiano mais plano. Situações em que a lente intraocular não corrija o astigmatismo mas garante que o foco posterior do conoide de Sturm coincida com o plano de imagem, fazendo com que o intervalo de Sturm esteja na área do olho em que se encontra o humor vítreo, proporciona uma efeito de pseudo-acomodação e profundidade de foco [23], [24].

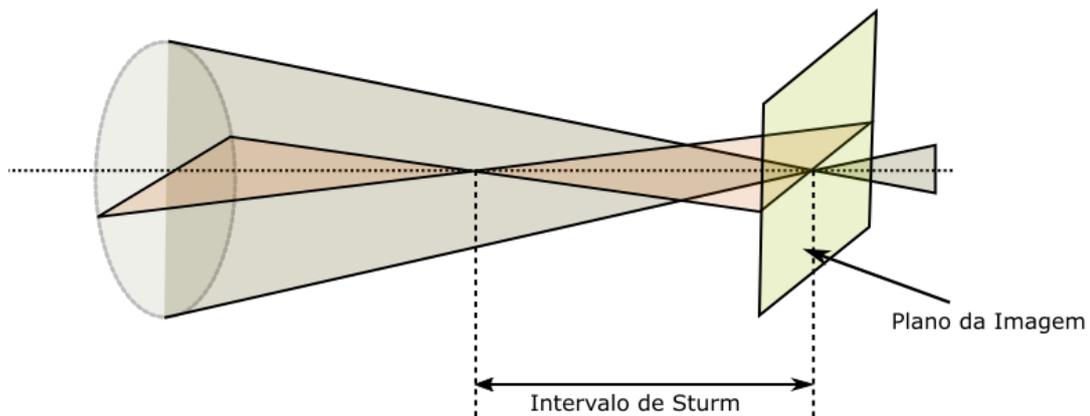


Figura 5 – Imagem ilustrativa de um conoide de Sturm.

O poder refrativo de uma LIO tórica é dado pelo poder refrativo esférico mais o seu adicional cilíndrico. Desta maneira, uma LIO de 20,0 D de poder refrativo esférico com 3,0 D de adicional cilíndrico é geralmente representada como 20,0 D + 3,0 D.

Lentes monofocais, sejam elas tóricas, esféricas ou asféricas, são escolhidas para proporcionar uma melhor qualidade visual do objeto a uma distância específica do olho, geralmente para objetos distantes, proporcionando uma visão emetrópica¹. Contudo, por não contemplar o poder de acomodação do cristalino, pacientes que utilizam lentes monofocais necessitam de óculos para melhor visualização de objetos a curtas distâncias como, por exemplo, para leitura. As lentes multifocais são classes de LIOs caracterizadas por proporcionar um efeito semelhante ao do processo de acomodação, provendo pontos focais para diferentes distâncias, reduzindo a necessidade de óculos pós-cirurgia. O uso das lentes multifocais é favorecido pela capacidade do cérebro de se adaptar e priorizar o ponto focal ao qual se deseja visualizar a imagem. Entretanto, a criação de múltiplos pontos focais gera uma superposição de imagens, reduzindo o contraste, podendo gerar *halos* e pontos brilhantes na imagem formada na retina [25], [26].

Existem também as lentes intraoculares acomodativas, em estágio inicial de desenvolvimento, na qual espera-se gerar efeitos semelhantes ao do cristalino, por meio do

¹ Em um olho emetropo, o ponto focal ao longo do eixo óptico encontra-se sobre a retina, quando o objeto está localizado no infinito.

deslocamento da LIO dentro do globo ocular utilizando-se da contração dos músculos ciliares para ajuste do ponto focal. Este tipo de lente proporciona um aumento no poder refrativo total do olho sem as desvantagens da lente multifocal, entretanto, até o momento, a faixa de variação do poder refrativo é bastante limitada, fazendo com que ainda haja a necessidade do uso de óculos para correção visual a curtas distâncias [22].

Como descrito anteriormente, as lentes intraoculares evoluíram bastante desde a primeira implantação realizada por Ridley. Uma série de outras melhorias foram alcançadas ao longo dos anos, dentre as quais podemos citar o processo de anestesia, melhoria na qualidade dos equipamentos para medição dos parâmetros do olho, melhoria dos materiais, processos de fabricação e esterilização de lentes e também das técnicas cirúrgicas, o que tornou o procedimento bastante comum e seguro [22], [27].

2.4.1.1 Fórmulas baseadas em óptica geométrica e modelos de regressão

As melhorias do procedimento cirúrgico contemplando menores incisões e rápida recuperação, a introdução dos equipamentos mais sofisticados para medição dos parâmetros biométricos e ópticos do olho como o PCI (*Partial Coherence Interferometer*) e o OLCR (*Optical Low-Coherence Reflectometry*) além das melhorias nos processos de fabricação de lentes, fizeram crescer a importância do cálculo do poder refrativo da LIO, de maneira a propiciar uma melhor qualidade visual pós-cirúrgica.

As fórmulas utilizadas para o cálculo do poder refrativo de lentes intraoculares são originadas de equações baseadas em óptica geométrica ou em modelos heurísticos baseados em regressão. Em ambos os casos, são utilizados dados relativos a pacientes previamente submetidos a cirurgia de catarata para obtenção das constantes empregadas nestas fórmulas [27]. Inúmeras fórmulas foram desenvolvidas ao longo dos anos, dentre as quais podemos citar: Holladay 1 [28], Haigis [29], Hoffer Q [30], Barrett [31] e Olsen [32].

As primeiras fórmulas fundamentadas na óptica geométrica utilizavam uma equação derivada a partir de cálculos de vergência no qual a córnea e a LIO são modeladas como lentes finas. Nestes casos, o poder refrativo da LIO, P_c , é obtido por meio da Equação 2.7:

$$P_c = \frac{n_v}{AL - d} - \frac{1}{\frac{1}{k} - \frac{d}{n_a}} \quad (2.7)$$

em que n_v é o índice de refração do humor vítreo, n_a é o índice de refração do humor aquoso, AL é o comprimento axial do olho (em metros), k é o poder refrativo da córnea (em dioptrias) e d é a posição efetiva da LIO dentro do saco capsular (em metros) [27]. Os valores dos índices de refração utilizados inicialmente eram aqueles reportados na literatura, enquanto que o valor do poder refrativo da córnea poderia ser obtido por meio de um ceratômetro, e o comprimento axial por meio de ultrassonografia. Contudo, observa-se que o cálculo do poder refrativo da LIO em fórmulas teóricas está diretamente ligada a

capacidade de predição da posição da lente dentro do saco capsular, cujo valor é estimado em todas elas.

A fórmula de Haigis [29], por exemplo, utiliza as medidas do comprimento da câmara anterior (ACD) e do comprimento axial do olho para inferir a posição efetiva da LIO, de acordo com a Equação 2.8:

$$d = \alpha_0 + \alpha_1 ACD + \alpha_2 AL \quad (2.8)$$

Dados de pacientes submetidos a cirurgia de catarata são utilizados para definir as constantes α_0 , α_1 e α_2 , por meio de regressão linear dupla. Isso faz com que os valores das constantes sejam bastante dependentes da base de dados utilizada.

Outro método para cálculo da posição efetiva da LIO é apresentado por Olsen [33], que introduz a ideia da constante C , ajustada com base em dados pré-cirúrgicos de ACD e da espessura do cristalino, LT (*Lens Thickness*), e do posicionamento pós-cirúrgico da LIO dentro do saco capsular. De acordo com a fórmula proposta por Olsen, a posição efetiva da LIO pode ser obtida por meio da equação:

$$d = ACD + C \cdot LT \quad (2.9)$$

As fórmulas de regressão utilizam modelos heurísticos e dados estatísticos de pacientes na tentativa de obtenção de uma equação que permita estimar com uma boa precisão qual seria o poder refrativo mais adequado a um determinado olho. A primeira fórmula baseada em regressão linear foi publicada em 1980, quando Sander e Kraff [34] utilizaram dados de 923 pacientes previamente submetidos a cirurgia de catarata, nas quais foram empregados três tipos de implantes e lentes de 5 diferentes fabricantes, para avaliar o uso da equação proposta por eles, dada por:

$$P_c = A + B \cdot AL + C \cdot k \quad (2.10)$$

em que P_c é o poder refrativo da LIO para emetropia, AL é o comprimento axial do olho, k é o poder refrativo da córnea, e os termos A , B e C são as constantes ajustadas por meio de regressão linear considerando o tipo de implante e o fabricante da lente. Posteriormente, com o auxílio do Dr. John Retzlaff, os valores das constantes B e C foram fixados em -0,9 e -2,5, respectivamente e a constante A passou a ser ajustada para personalização da LIO. Esta fórmula ficou conhecida com SRK I e suas sucessoras foram denominadas SRK II [35] e SRK/T [36], está última baseada em óptica geométrica mas otimizada por modelos de regressão.

Nos casos em que é recomendada a utilização da LIO tórica, o cálculo do poder refrativo pode ser realizado por meio de softwares ou ferramentas online dos fabricantes de lentes ou por algum método descrito na literatura [22], [37]. Embora a maior parte do

astigmatismo corneano seja devido à sua superfície anterior, é importante considerar o efeito do astigmatismo da parte posterior da córnea, que pode, ainda, não ter a mesma direção do astigmatismo da superfície anterior. No caso de ambos estarem na mesma direção, ou em direções muito próximas, o astigmatismo corneano total pode ser obtido pela subtração direta das duas componentes, não levando-se em consideração a espessura da córnea. O cálculo do astigmatismo corneano total pode ser realizado de maneira mais precisa considerando a notação de componente, obtida a partir dos chamados *power vectors* e os cilindros cruzados de Jackson [38], [39]. A conversão da notação padrão para a notação de componente é realizada por meios das equações descritas a seguir.

$$SEQ = S + \frac{C}{2} \quad (2.11)$$

$$C_{0^\circ} = C \cdot \cos(2 \cdot \theta) \quad (2.12)$$

$$C_{45^\circ} = C \cdot \sin(2 \cdot \theta) \quad (2.13)$$

em que SEQ é o equivalente esférico (em dioptrias), S é o poder refrativo esférico (em dioptrias), C é o poder refrativo cilíndrico (em dioptrias), C_{0° é a projeção do cilindro no meridiano $0^\circ - 180^\circ$, C_{45° é a projeção do cilindro no meridiano $45^\circ - 135^\circ$ e θ é a direção do raio de curvatura mais plano do astigmatismo.

Colocando-se na notação de componente tanto o astigmatismo da parte anterior quanto posterior, pode-se somar diretamente os valores destas componentes das duas superfícies e, posteriormente, transformá-las novamente para a notação padrão, por meio das equações abaixo:

$$C = \sqrt{C_{0^\circ}^2 + C_{45^\circ}^2} \quad (2.14)$$

$$\theta = \tan^{-1} \left[\frac{(C - C_{0^\circ})}{C_{45^\circ}} \right] \quad (2.15)$$

$$S = SEQ - \frac{C}{2} \quad (2.16)$$

Um método bastante simples empregado no cálculo de LIO tórica consiste em se obter o poder refrativo cilíndrico utilizando-se uma das fórmulas empíricas empregadas no cálculo do poder refrativo de LIOs esféricas. Neste caso, considera-se os valores de poder refrativo obtidos, separadamente, da parte mais curva e mais plana da córnea. Assim, o poder cilíndrico da LIO tórica corresponde à diferença, em dioptria, dos valores calculados nos dois casos [40].

De acordo com Norrby [41], a maior fonte de erro no cálculo de lentes intraoculares está na capacidade de predição da posição efetiva da LIO, porém, outros fatores podem

afetar o cálculo como, por exemplo, olhos com comprimento anormais, muito longos ou demasiadamente curtos, que, dependendo da fórmula utilizada, pode levar a erros refrativos maiores pós-cirurgia [42]. A capacidade destas fórmulas em se obter a LIO mais adequada também é afetada nos casos em que o olho tenha sido previamente submetido a cirurgia refrativa como *laser in situ keratomileusis* (LASIK) e *radial keratotomy* (RK) [43], [44] e em olhos cujas córneas possuem ceratocone [45].

Nos últimos anos, tem ganhado espaço a técnica de cálculo do poder refrativo de LIO utilizando-se traçado de raios. Este método apresentam maior personalização em relação as fórmulas empíricas e apresenta independência em relação ao comprimento axial, apresentando resultados semelhantes aos obtidos com as melhores fórmulas tanto para olhos compridos quanto curtos [46] [47], [48]. Além disso, informações da topografia da córnea podem ser utilizadas para garantir maior precisão no cálculo do poder refrativo [49].

De maneira geral, as fórmulas empíricas não levam em conta os efeitos das aberrações de alta ordem do olho humano, com exceção da aberração esférica. As técnicas atuais de traçado de raios utilizam um ou poucos raios para cálculo do poder refrativo da LIO, o que também não permite uma avaliação mais precisa dos efeitos da aberração corneana na qualidade final da visão.

2.4.1.2 Traçado de raios

Os métodos de traçado de raios atualmente empregados no cálculo do poder refrativo da LIO utilizam um único raio, ou alguns poucos, para avaliar o ponto de interseção do raio com o eixo óptico, como exemplificado na Figura 6. Este tipo de abordagem apresenta um grande ganho em relação as fórmulas empíricas pois confere maior personalização no cálculo e permite avaliar, por exemplo, o efeito da aberração esférica, por meio do aumento da abertura da pupila. Contudo, por utilizar poucos raios, efeitos de aberrações de alta ordem como, por exemplo, coma e trifólio, não podem ser analisados.

2.5 Figuras de mérito para avaliação do sistema óptico

A utilização de um conjunto grande de raios, de maneira à cobrir suficientemente a superfície da córnea, possibilita a avaliação da qualidade do sistema óptico contemplando as aberrações de baixa e alta ordem. Por meio de figuras de mérito como a função de espalhamento pontual - PSF (*Point Spread Function*) e a função de transferência de modulação - MTF (*Modulation Transfer Function*), é possível avaliar a acuidade visual do olho em relação a qualidade do contraste da imagem formada no plano da retina.

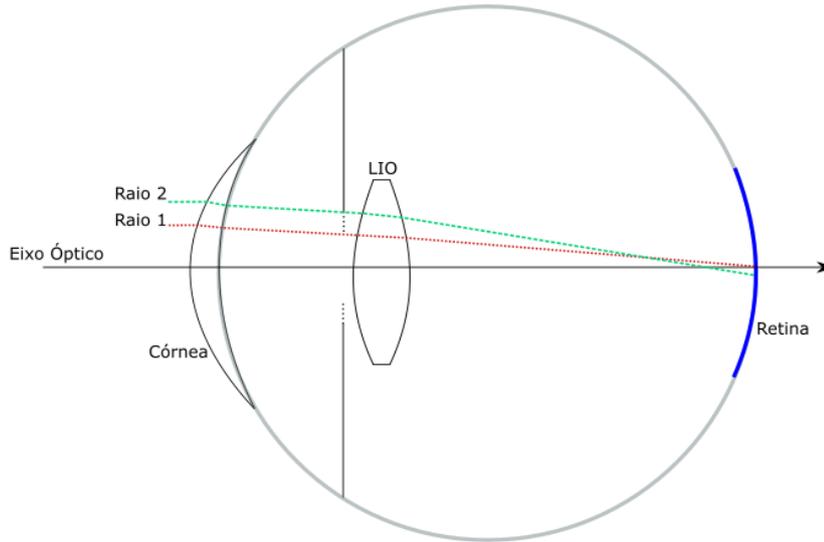


Figura 6 – Ilustração do uso do traçado de raios para cálculo do poder refrativo. A curva em vermelho mostra um exemplo de raio que converge para o ponto focal na retina localizado sobre o eixo óptico enquanto que a curva verde representa um raio cujo ponto focal está entre a retina e a LIO, devido ao efeito, por exemplo, da aberração esférica devido ao aumento da pupila.

2.5.1 Função de espalhamento pontual (PSF)

A função de espalhamento pontual corresponde à resposta do sistema óptico quando o objeto é representado por um único ponto. Em outras palavras, é a representação no plano da imagem da distribuição da energia luminosa irradiada por um objeto pontual. Como mencionado anteriormente, em um sistema óptico ideal, livre de aberrações, um ponto no plano do objeto corresponderia a um ponto no plano de imagem, como mostrado na Figura 2a. Entretanto, em função de efeitos difrativos devido a sua abertura finita, a distribuição de energia de um sistema óptico real, sem aberrações, corresponde a círculos concêntricos, conforme pode ser visto na Figura 7. Assumindo que a fonte pontual possa ser representada por um impulso $\delta(x, y)$, a PSF corresponde à distribuição espacial de irradiância, (W/cm^2), do sistema óptico à este impulso, $h(x, y)$, de forma que quanto mais estreito e elevado é o pico central da PSF, melhor é a qualidade da imagem formada [2], [6].

2.5.2 Função de transferência de modulação (MTF)

Uma outra maneira de se analisar a qualidade do sistema óptico é por meio da função de transferência de modulação, que pode ser obtida a partir do módulo da transformada de Fourier em duas dimensões da PSF, como mostrado a seguir [6]:

$$MTF(w_x, w_y) = \left| \iint_{\sigma} h(x, y) e^{i(w_x x + w_y y)} dx dy \right| \quad (2.17)$$

em que σ corresponde a área da abertura do sistema óptico, w_x e w_y representam as frequências espaciais referentes aos eixos x e y , respectivamente.

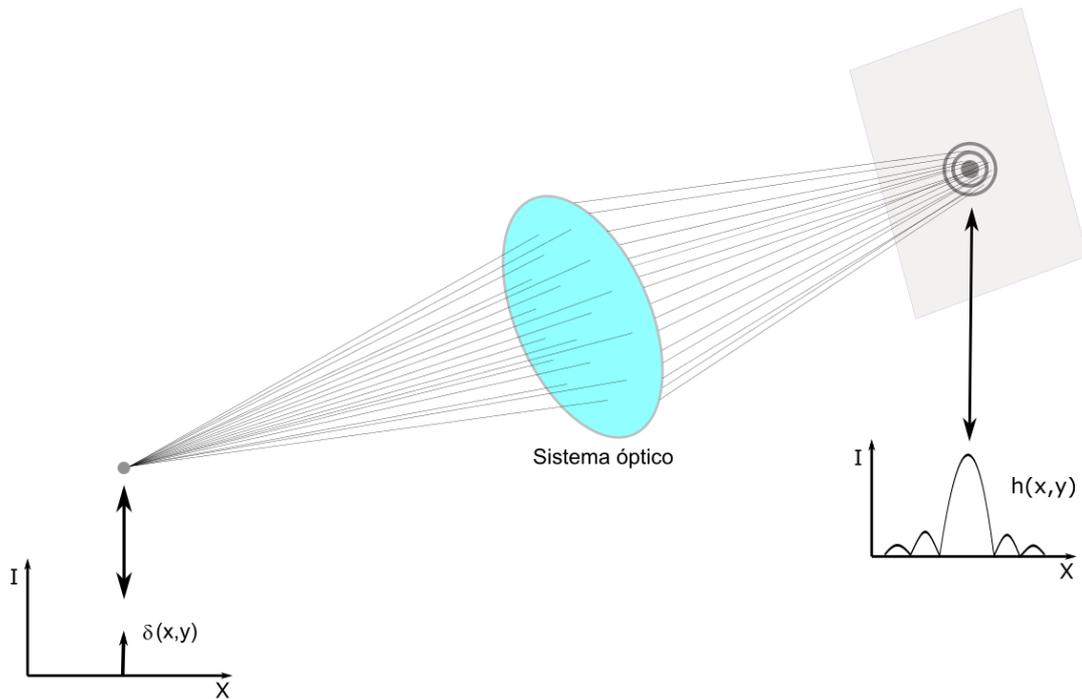


Figura 7 – Exemplo ilustrativo da PSF de um sistema óptico. A fonte pontual é representada por um impulso $\delta(x, y)$ e a resposta do sistema $h(x, y)$ representada por círculos concêntricos, devido ao efeito de difração em função da abertura finita do sistema.

A função de transferência de modulação é uma figura de mérito largamente utilizada para avaliação de sistemas ópticos [50], [51], [52]. Por meio desta função é possível analisar como um sistema óptico atenua sinais senoidais de diferentes frequências espaciais, cuja unidade é dada em pares de linhas por milímetro (pl/mm) ou ciclos/mm. A Figura 8 apresenta um padrão senoidal para representação das diferentes frequências espaciais do objeto, em que o valor máximo da onda representa uma região totalmente clara e o mínimo uma região totalmente escura. Após passar pelo sistema óptico, a imagem formada exibe um padrão apresentado pelo segundo gráfico (b). A MTF corresponde à curva de atenuação do sinal original do objeto formada no plano da imagem, exibida no gráfico (c) [2].

A MTF está diretamente ligada a capacidade de um sistema óptico em reproduzir diferentes contrastes do objeto. Em um sistema óptico ideal, todo o contraste do objeto seria transferido perfeitamente para a imagem mas, como mencionado anteriormente, devido aos efeitos difrativos, um sistema óptico real apresentará uma curva de MTF decrescente a medida em que se aumenta a frequência espacial do objeto.

Um sistema óptico livre de aberrações apresenta simetria esférica, ou seja, a curva de MTF é independente da direção considerada, como é, por exemplo, a MTF no limite de difração. Contudo, na presença de aberrações que introduzam assimetria esférica, a curva de MTF passa a depender do ângulo de campo θ considerado. A Figura 9a tem como referência um olho esquerdo, no qual o ângulo de campo de 0° corresponde a direção

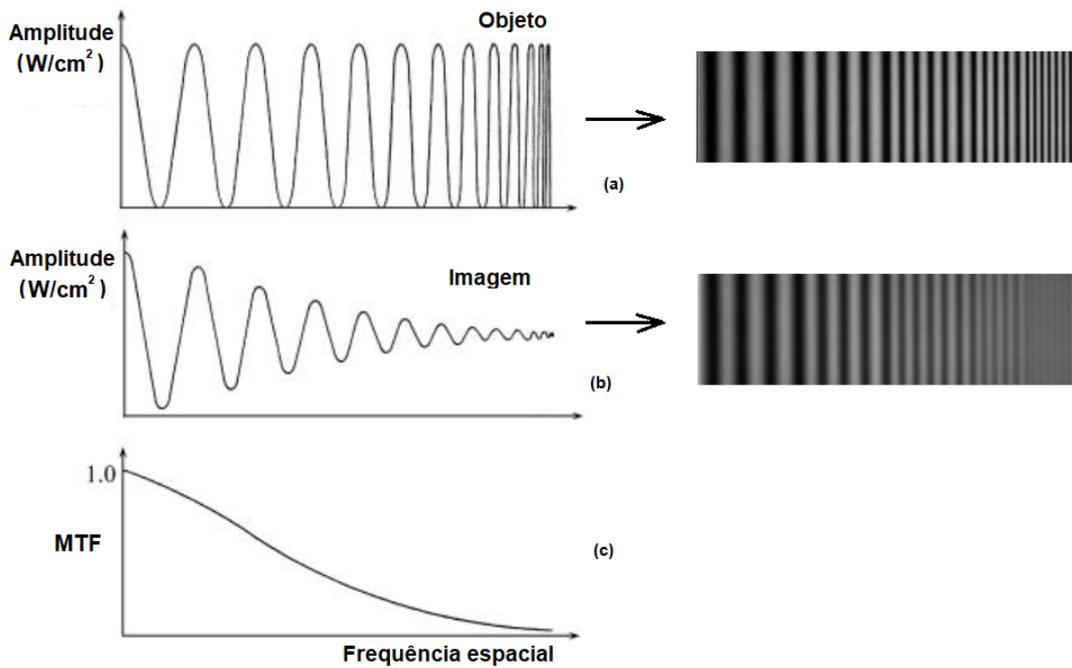


Figura 8 – Exemplo ilustrativo de representação da curva de MTF [2] (*Modificada*).

nasal-temporal. Na presença de aberrações que introduzam assimetria esférica, um sistema óptico pode apresentar diferentes curvas de MTF para diversos ângulos de campo, como representado na Figura 9b.

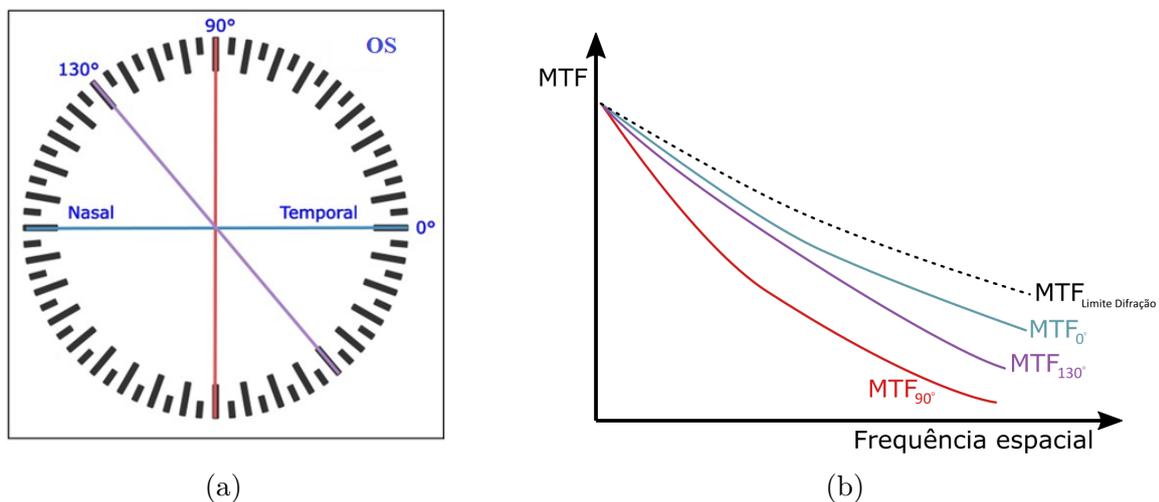


Figura 9 – (a) Orientação do ângulo de campo em relação ao olho esquerdo. (b) Exemplo ilustrativo de curvas de MTF para diferentes ângulos de campo em um sistema óptico com assimetria esférica.

Como mencionado anteriormente, a utilização da técnica de traçado de raios permite uma maior personalização no momento do cálculo do poder refrativo da LIO. A utilização de figuras de mérito, como a MTF, para avaliação da qualidade do sistema óptico proporciona uma análise ainda mais detalhada, permitindo avaliar de maneira mais fidedigna a acuidade visual esperada após a substituição do cristalino por um lente intraocular. Entretanto,

para a geração destas figuras de mérito, faz-se necessário a utilização de ferramentas computacionais.

Um software comercial muito empregado na análise de sistemas ópticos é o Zemax. Nele é possível realizar a implementação das diversas superfícies do olho, seja ela descrita matematicamente por coeficientes dos polinômios de Zernike, ou superfícies esféricas, esféricas, bicônicas, dentre muitas outras. Além disso, o software já fornece as curvas de MTF tanto em formato gráfico quanto em arquivo de texto, o que facilita a extração de resultados para análises posteriores.

3 Metodologia

Este capítulo apresenta a metodologia proposta para o cálculo do poder refrativo da LIO, considerando a qualidade de contraste da imagem. Nele são abordados pontos como a obtenção dos parâmetros biométricos do olho, os métodos de representação da superfície da córnea, o modelo semi-personalizado utilizado para construção e simulação no software de traçado de raios, as figuras de mérito baseadas em MTF utilizadas para avaliação dos resultados, além do algoritmo desenvolvido para permitir a simulação e aquisição de dados dos vários olhos e as LIOs consideradas na elaboração deste trabalho. Vale ressaltar que a metodologia proposta não leva em conta efeitos psicofísicos e aspectos de neurovisão.

Os dados e parâmetros dos olhos foram adquiridos por meio de exames realizados por profissionais qualificados do Instituto de Oftalmologia Cançado Trindade, especializado em cirurgias refrativas e de catarata. Os 5 indivíduos que realizaram os exames foram identificados pelos termos P1 à P5 e os olhos direito e esquerdo pelas siglas OD e OS, respectivamente. Como o objetivo deste trabalho é apresentar uma metodologia auxiliar para cálculo do poder refrativo da LIO e não uma análise efetiva do método apresentado em pacientes reais, a utilização de dados de olhos de indivíduos sem catarata não representa um problema.

3.1 Procedimento de aquisição de dados e modelagem

Para a representação de um modelo semi-personalizado de olho pseudofácico em um software de traçado de raios é necessária a obtenção de dados biométricos do olho e dos parâmetros construtivos da LIO a ser simulada. A Figura 10 apresenta o fluxograma dos passos utilizados para se alcançar os resultados apresentados neste trabalho.

Na etapa 1a, obtém-se os dados de topografia da parte anterior da córnea, que é a superfície responsável pela maior parte do poder refrativo do olho e, na etapa 2a, realiza-se o modelamento matemático da superfície anterior da córnea descrita por meio dos polinômios de Zernike. A obtenção dos valores dos coeficientes dos PZ é efetuado por meio do método de mínimos quadrados, detalhado na Seção 3.2. Nesta seção é mostrado que o erro RMS de reconstrução, obtido para os dez olhos analisados, estão entre 24 nm e 76 nm, o que, considerando o comprimento de onda de 546 nm utilizado nas simulações, corresponde à faixa de aproximadamente $\lambda/23$ e $\lambda/7$. Os dados topográficos da parte anterior da córnea foram obtidos por meio de um tomógrafo corneado baseado na técnica de imageamento Scheimpflug, chamado Oculus Pentacam, capaz de fornecer uma boa representação da superfície da córnea mesmo nas regiões mais periféricas [53], [54].

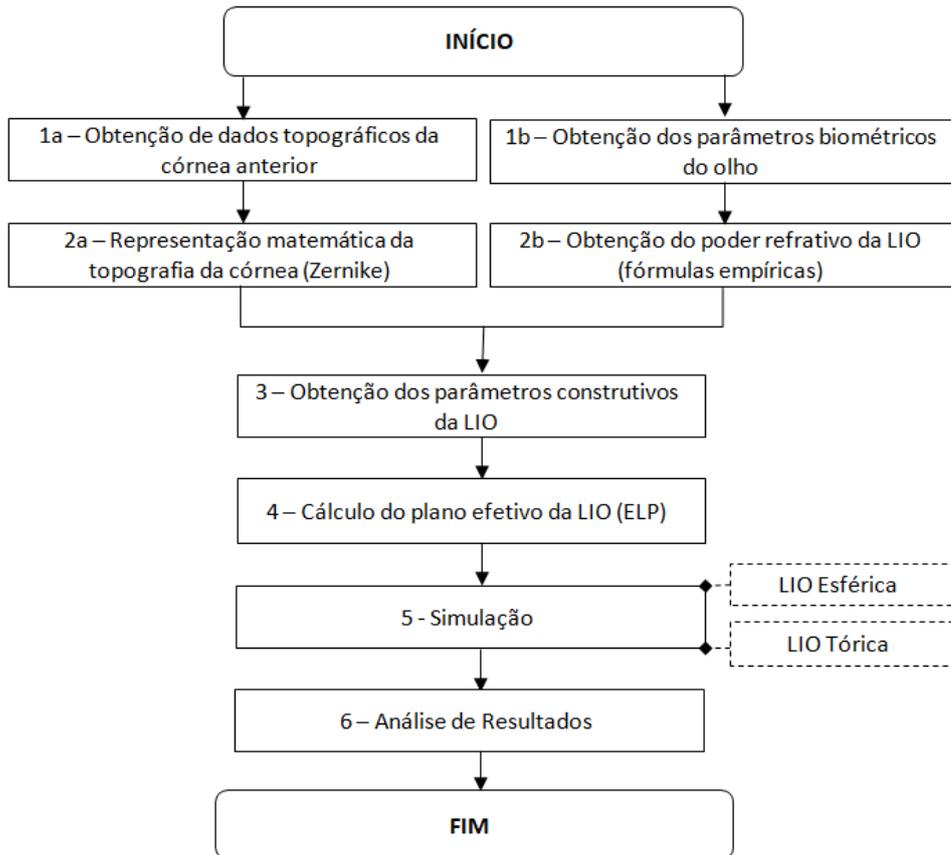


Figura 10 – Fluxograma de desenvolvimento do trabalho.

Na etapa 1b, são obtidos os parâmetros biométricos do olho, representados visualmente na Figura 11. São eles:

- Espessura central da córnea (CT - *Cornea Thickness*)
- Comprimento da câmara anterior (ACD - *Anterior Chamber Depth*)
- Espessura central do cristalino (LT - *Lens Thickness*)
- Comprimento axial (AL - *Axial Length*)

Estes parâmetros foram obtidos por meio do biômetro óptico do tipo OLCR, Lenstar LS 900. Este equipamento fornece, além dos parâmetros biométricos, informações de curvatura da parte anterior da córnea e o poder refrativo da LIO com base em diversas fórmulas empíricas disponíveis em sua base de dados (etapa 2b). O Anexo A apresenta os relatórios emitidos pelo biômetro Lenstar LS 900 e pelo tomógrafo Oculus Pentacam referente aos olhos do indivíduo P3.

Uma das restrições da metodologia está relacionada a etapa 3 do fluxograma. Para realizar a simulação de um modelo de olho pseudofácico, conforme proposto neste trabalho, é necessária a obtenção das informações construtivas das lentes intraoculares a

serem simuladas. Parâmetros como espessura central, curvatura e cônica das superfícies anterior e posterior da LIO não são disponibilizados pelos fabricantes, o que dificulta consideravelmente simulações utilizando dados de lentes reais. Diante deste cenário, optou-se pela criação de lentes esféricas e tóricas arbitrárias para as simulações, embora outros modelos de lentes pudessem ser empregadas como, por exemplo, LIOs asféricas. Utilizou-se modelos de lentes esféricas, com raios de curvatura iguais na superfície anterior e posterior, obtidos por meio da equação 2.4 e, para as LIOs tóricas, optou-se por incluir o adicional cilíndrico na superfície posterior da lente. Os parâmetros dessas LIOs encontram-se no Apêndice A. Para cada olho foram realizadas simulações com cinco lentes intraoculares de diferentes dioptrias, tendo como base os poderes refrativos indicados pelas diferentes fórmulas, que podem ser encontrados na Tabela 1. Os valores dos parâmetros e das constantes utilizadas nas fórmulas podem ser visualizados na Figura 43, do Anexo A.

Indivíduo	Barrett	Haigis	Olsen	Holladay	SRK/T
P1OD	20,0 D	20,5 D	20,0 D	20,0 D	19,5 D
P1OS	19,5 D	20,0 D	19,5 D	19,5 D	19,0 D
P2OD	20,0 D	20,5 D	20,5 D	20,0 D	20,0 D
P2OS	20,0 D	20,5 D	20,5 D	20,0 D	20,0 D
P3OD	15,5 D	16,0 D	15,5 D	16,0 D	15,5 D
P3OS	17,5 D	17,5 D	17,5 D	17,5 D	17,5 D
P4OD	21,0 D	21,5 D	21,0 D	21,0 D	20,5 D
P4OS	21,0 D	21,5 D	21,0 D	21,0 D	20,5 D
P5OD	20,0 D	20,5 D	20,0 D	20,5 D	20,5 D
P5OS	20,0 D	20,5 D	19,5 D	20,0 D	20,0 D

Tabela 1 – Valores de poder refrativo reportados pelo biômetro óptico Lenstar LS 900 para cada um dos olhos analisados considerando as diferentes fórmulas disponíveis no equipamento.

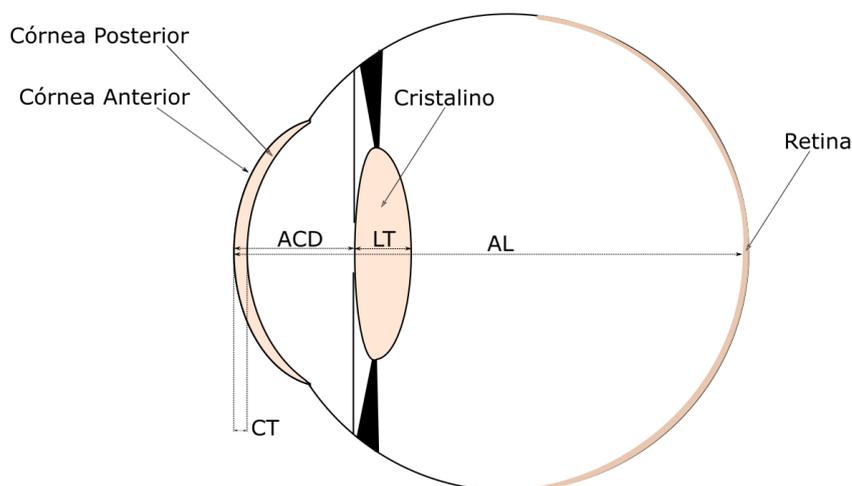


Figura 11 – Imagem ilustrativa para representação dos parâmetros biométricos do olho.

Na etapa 4 do fluxograma calcula-se a posição efetiva da LIO (ELP - *Effective Lens Position*). Esta etapa corresponde a definição mais crítica do modelo de olho a ser simulado pois uma variação do posicionamento pode impactar significativamente nos resultados [41]. Fórmulas empíricas utilizam dados de pacientes previamente submetidos a cirurgia de catarata para encontrar um valor médio da ELP. Entretanto, ao se trabalhar com lentes arbitrárias, não é possível obter uma estimativa semelhante. Optou-se, então, por realizar o cálculo utilizando-se o método da constante C de Olsen [33], citada na seção 2.4.1.1. O valor desta constante é personalizada para cada tipo de LIO e, para as lentes testadas em seu trabalho, Olsen obteve valores da constante C variando entre 0,38 e 0,46. Desta maneira optou-se por calcular a posição efetiva da LIO por meio da Equação 2.9 considerando o valor de C como uma média dos limites extremos apresentados por Olsen, adotando-se então o valor 0,42. Vale ressaltar que a definição deste valor não reduz a qualidade dos resultados apresentados neste trabalho pois não se pretende aqui definir qual o poder refrativo para um paciente real, mas sim apresentar como esta metodologia poderia ser utilizada para auxiliar o médico oftalmologista no cálculo deste poder refrativo.

Uma vez obtidos todos os parâmetros do olho e da LIO e sua posição esperada dentro do saco capsular, pode-se então construir o modelo de olho semi-personalizado no software de traçado de raios e realizar as simulações (etapa 5 do fluxograma). Neste trabalho optou-se pela utilização do Zemax, software amplamente utilizado para desenvolvimento e análises de sistemas ópticos. Esta ferramenta permite a implementação de diversos tipos de superfície, dentre elas, aquelas descritas por meio dos PZ. O modelo de olho semi-personalizado é esquematicamente apresentado na Figura 12.

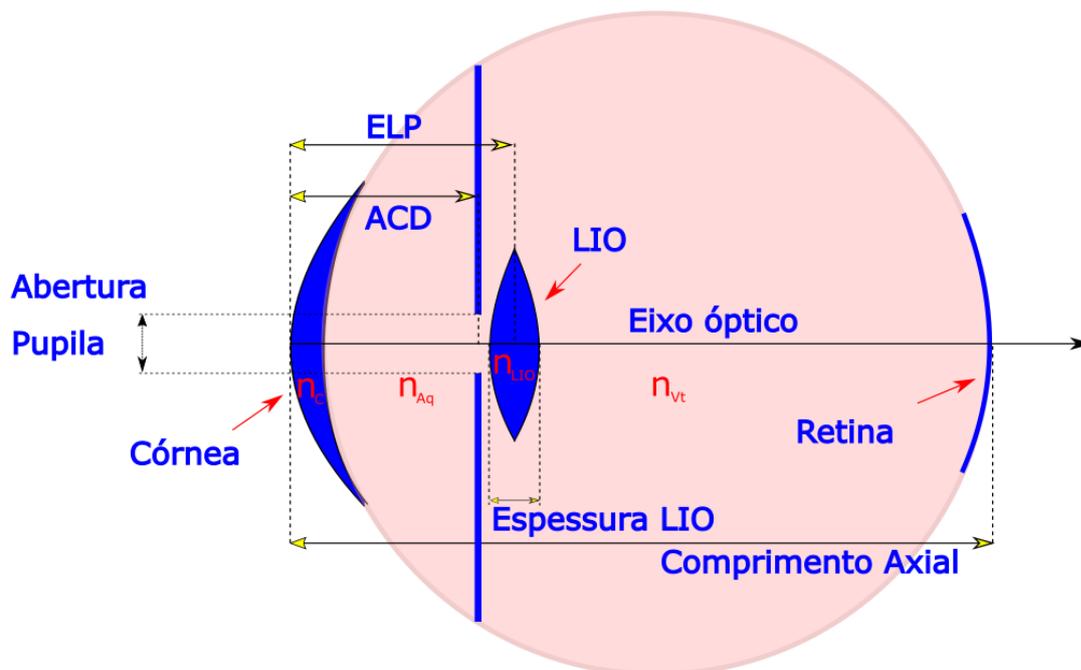


Figura 12 – Representação visual do modelo de olho pseudofácico implementado nas simulações.

A parte anterior da córnea foi representada de três maneiras distintas: por meio de uma superfície esférica com simetria esférica, por uma bicônica e por polinômios de Zernike. Já a córnea posterior foi representada por uma esférica, quando uma superfície do mesmo tipo foi utilizada na parte anterior, e por uma bicônica nos demais casos. Superfícies bicônicas possuem diferentes raios de curvatura (mais plano - *flat* e o mais curvo - *steep*), defasados de 90° entre si, e dois coeficientes de asfericidade. A Equação da superfície bicônica disponível no software Zemax é dada por:

$$z = \frac{c_x x^2 + c_y y^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + k_x)c_x^2 x^2 - (1 + k_y)c_y^2 y^2}} \quad (3.1)$$

em que z é a posição em relação ao eixo perpendicular à superfície (elevação da superfície), c_x e c_y são as curvaturas em x e y , respectivamente, e k_x e k_y são constantes cônicas em relação ao eixo x e y , respectivamente.

Contudo, observou-se que o Zemax não implementa superfícies bicônicas rotacionadas, ou seja, o raio de menor curvatura está sempre em 0° ou 90°. Uma das funcionalidades do Zemax é permitir que o usuário defina matematicamente a superfície que deseja simular por meio da seleção da superfície *User Defined* e, além disso, o software disponibiliza alguns códigos de superfícies já implementadas, como a bicônica. Optou-se então pela criação de uma nova superfície denominada **bicônica rotacionada** obtida pela modificação do código original da bicônica, disponível no software, no qual foi adicionado um parâmetro de ângulo de rotação. A implementação foi realizada pegando-se os dados de entrada de posição e direção do raio e realizando uma rotação do eixo cartesiano com base no ângulo de rotação ϕ_r , conforme apresentado na Equação 3.2.

$$\begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\phi_r) & \sin(\phi_r) \\ -\sin(\phi_r) & \cos(\phi_r) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Para a validação da implementação utilizou-se vários ângulos de rotação ϕ_r na superfície **bicônica rotacionada**, considerando-se a curva de MTF obtida pelo mesmo ângulo de campo, ϕ_r , conforme mostrado na Figura 13. Os valores foram comparados com a implementação original não rotacionada, considerando um ângulo de campo igual a zero, e verificou-se que ambas apresentavam os mesmos valores.

Para a realização das simulações fez-se o uso linguagem de programação Python e da biblioteca de integração com o Zemax, denominada PyZDDE. Isso permitiu a simulação de inúmeros modelos de olhos, lentes, dioptrias e ângulos, de maneira automática, como detalhado na Seção 3.3. Por último, na etapa 6 do fluxograma da Figura 10, são realizadas as análises dos resultados obtidos nas simulações fazendo-se o uso de figuras de mérito baseadas nas curvas de MTF, que estão detalhadas na Seção 3.4.

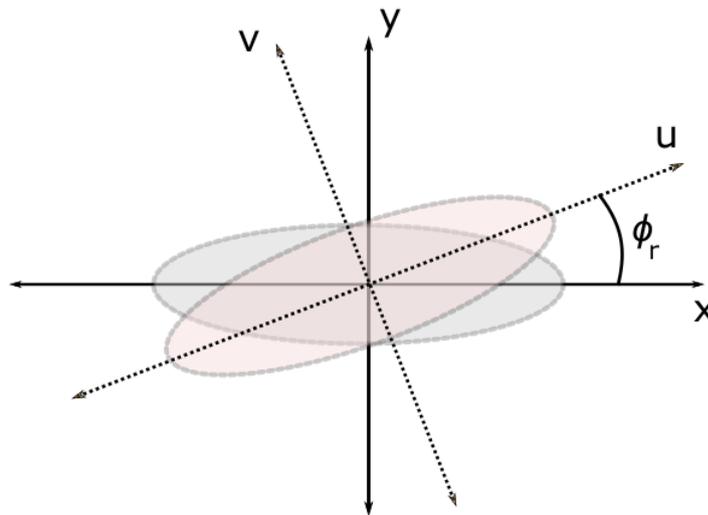


Figura 13 – Método de validação da curva bicônica rotacionada. Em cinza está a curva na implementação original, sem rotação e, em rosa, a curva rotacionada pelo ângulo ϕ_r .

3.2 Reconstrução da topografia em polinômios de Zernike

Para a obtenção dos coeficientes dos polinômios de Zernike que descrevem a topografia da parte anterior da córnea são necessários os dados de elevação desta superfície. Estes dados foram obtidos por meio de um tomógrafo corneano (Oculus Pentacam) baseado na técnica de imageamento de Scheimpflug. Este equipamento fornece, entre outros, os dados de curvatura e asfericidade das partes anterior e posterior da córnea, permite também exportar para um arquivo de texto os dados do mapa de elevação da topografia da córnea, em coordenadas cartesianas, e pode emitir um relatório no qual o mapa de elevação está representado matematicamente em valores de coeficientes dos polinômios de Zernike até a 6° ordem. Entretanto, mesmo o equipamento já fornecendo esta descrição matemática da superfície anterior, foi desenvolvido um código para obtenção destes coeficientes para posterior comparação e validação.

A Figura 14 apresenta uma visão tridimensional dos mapas de elevação dos olhos P1OS e P5OS. Na Figura 14a é possível perceber que há uma pequena região em que há ausência de dados. Em casos como este, são considerados na reconstrução somente os dados presentes, ou seja, a parte na qual não há informações é estimada com base na reconstrução considerando os demais dados.

A modelagem matemática da superfície anterior da córnea em PZ pode ser realizada por meio da solução de um sistema linear do tipo [11]:

$$S = B \times C \quad (3.3)$$

em que S é um vetor coluna de tamanho $2N$, cujos valores correspondem as derivadas parciais nas direções x e y dos N pontos da superfície a ser reconstruída, B é uma matriz

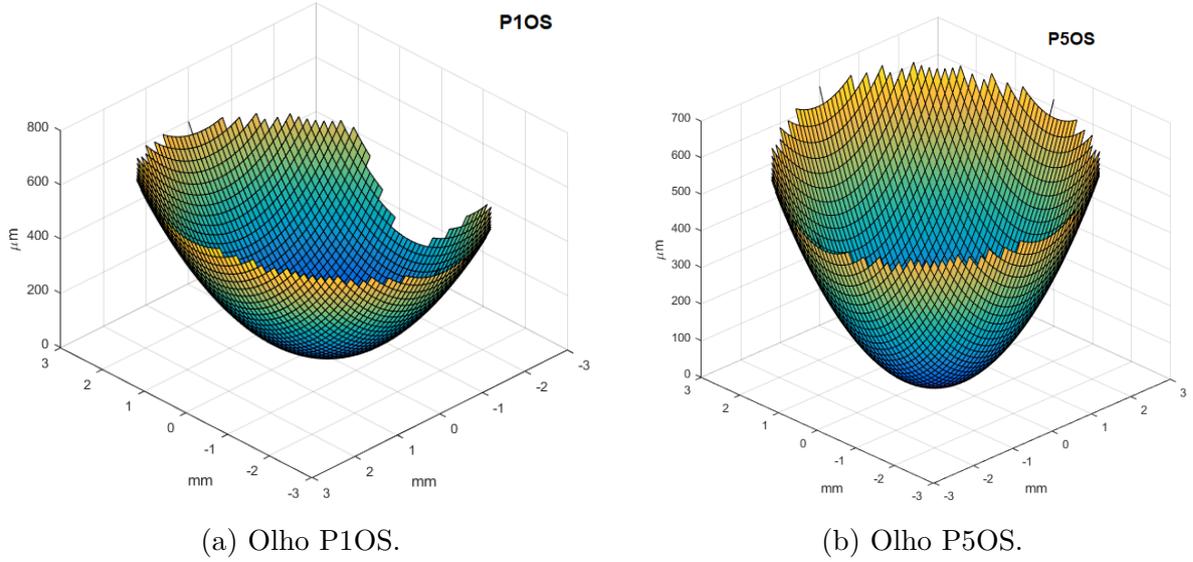


Figura 14 – Visualização tridimensional da superfície anterior da córnea obtida a partir de dados do mapa de elevação exportados pelo tomógrafo corneano Oculus Pentacam.

de dimensão $2N \times M$ no qual as linhas correspondem as derivadas parciais dos termos dos polinômios de Zernike nas direções x e y e C é um vetor coluna dos M coeficientes dos termos dos PZ utilizados para a reconstrução, os quais se deseja obter os valores. O modelo matricial pode ser visualizado a seguir.

$$\begin{bmatrix} S_0^x \\ S_0^y \\ S_1^x \\ S_1^y \\ \vdots \\ S_i^x \\ S_i^y \\ \vdots \\ S_{N-1}^x \\ S_{N-1}^y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{dZ_1}{dx} \Big|_0 & \frac{dZ_2}{dx} \Big|_0 & \frac{dZ_3}{dx} \Big|_0 & \cdots & \frac{dZ_{M-2}}{dx} \Big|_0 & \frac{dZ_{M-1}}{dx} \Big|_0 \\ \frac{dZ_1}{dy} \Big|_0 & \frac{dZ_2}{dy} \Big|_0 & \frac{dZ_3}{dy} \Big|_0 & \cdots & \frac{dZ_{M-2}}{dy} \Big|_0 & \frac{dZ_{M-1}}{dy} \Big|_0 \\ \frac{dZ_1}{dx} \Big|_1 & \frac{dZ_2}{dx} \Big|_1 & \frac{dZ_3}{dx} \Big|_1 & \cdots & \frac{dZ_{M-2}}{dx} \Big|_1 & \frac{dZ_{M-1}}{dx} \Big|_1 \\ \frac{dZ_1}{dy} \Big|_1 & \frac{dZ_2}{dy} \Big|_1 & \frac{dZ_3}{dy} \Big|_1 & \cdots & \frac{dZ_{M-2}}{dy} \Big|_1 & \frac{dZ_{M-1}}{dy} \Big|_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ \frac{dZ_1}{dx} \Big|_i & \frac{dZ_2}{dx} \Big|_i & \frac{dZ_3}{dx} \Big|_i & \cdots & \frac{dZ_{M-2}}{dx} \Big|_i & \frac{dZ_{M-1}}{dx} \Big|_i \\ \frac{dZ_1}{dy} \Big|_i & \frac{dZ_2}{dy} \Big|_i & \frac{dZ_3}{dy} \Big|_i & \cdots & \frac{dZ_{M-2}}{dy} \Big|_i & \frac{dZ_{M-1}}{dy} \Big|_i \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ \frac{dZ_1}{dx} \Big|_{N-1} & \frac{dZ_2}{dx} \Big|_{N-1} & \frac{dZ_3}{dx} \Big|_{N-1} & \cdots & \frac{dZ_{M-2}}{dx} \Big|_{N-1} & \frac{dZ_{M-1}}{dx} \Big|_{N-1} \\ \frac{dZ_1}{dy} \Big|_{N-1} & \frac{dZ_2}{dy} \Big|_{N-1} & \frac{dZ_3}{dy} \Big|_{N-1} & \cdots & \frac{dZ_{M-2}}{dy} \Big|_{N-1} & \frac{dZ_{M-1}}{dy} \Big|_{N-1} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} c_1 \\ c_2 \\ c_3 \\ \vdots \\ c_k \\ \vdots \\ c_{M-2} \\ c_{M-1} \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

O valor dos coeficientes C podem ser obtidos pelo método de mínimos quadrados fazendo-se:

$$C = [B^T B]^{-1} B^T S \quad (3.5)$$

em que $[B^T B]^{-1}$ corresponde a matriz pseudo-inversa de B . A solução deste sistema exige que a matriz de reconstrução B seja invertível, o que é garantido pelo fato de todos os termos dos PZ serem ortogonais entre si. O termo Z_0 , correspondente ao pistão, foi excluído da matriz, uma vez que este termo é constante e sua derivada parcial é zero, o

que produziria duas linhas de zeros adicionais a matriz de reconstrução, tornando-a não invertível.

As derivadas parciais dos pontos da topografia foram obtidos calculando-se a inclinação da curva no ponto analisado por meio dos dois pontos adjacentes em cada uma das direções, ou seja, as derivadas parciais em um ponto $S_a = (x_a, y_a)$, nas direções x e y , são dadas respectivamente por:

$$S_a^x = \frac{z(x_{a+1}, y_a) - z(x_{a-1}, y_a)}{2\Delta} \quad (3.6)$$

$$S_a^y = \frac{z(x_a, y_{a+1}) - z(x_a, y_{a-1})}{2\Delta} \quad (3.7)$$

em que $z(x, y)$ corresponde ao valor de elevação obtidos por meio dos dados de topografia e Δ corresponde a distância entre os pontos do mapa de elevação, que é de 0,1 mm. As derivadas dos termos dos polinômios de Zernike para construção da matriz de reconstrução foram computados utilizando o mesmo princípio, porém foi considerado um valor suficientemente baixo da distância entre os pontos adjacentes ($\Delta = 10^{-6}$ mm), de maneira a se obter uma maior precisão na aproximação.

A reconstrução foi realizada, inicialmente, considerando os termos de Zernike até a 6° ordem, mantendo-se a mesma quantidade de termos reportada pelo topógrafo corneano. Para verificar a qualidade da reconstrução foi calculado o erro RMS, dado por:

$$Error_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (elev_n - zern_n)^2}{N}} \quad (3.8)$$

em que $elev_n$ é o valor do mapa de elevação para uma coordenada (x_n, y_n) , $zern_n$ é o valor obtido pela superfície reconstruída a partir dos coeficientes dos PZ para a mesma coordenada (x_n, y_n) e N corresponde ao número de pontos do mapa de elevação dentro dos 3 milímetros de raio de normalização considerado. O valor do termo correspondente ao pistão foi calculado utilizando-se os termos dos PZ obtidos na reconstrução e calculando-se o valor de elevação do ponto sobre o eixo óptico.

A Tabela 2 apresenta os valores de erro de reconstrução para todos os 10 olhos analisados. Observa-se, nesta tabela, que os erros de reconstrução estão, em sua grande maioria, próximos ou menores que $\lambda/4$, para um valor de λ igual a 546 nm. Entretanto, os erros de reconstrução dos dados topográficos dos olhos do indivíduo P1 se mostraram muito maiores que os demais, em especial, do olho P1OS.

As figuras 15a e 15b apresentam os mapas residuais para os olhos P1OS e P5OS, respectivamente, obtidos a partir da subtração dos dados da topografia original e a reconstruída por meio dos coeficientes dos polinômios de Zernike. Observa-se, nestas figuras, que as amplitudes do mapa residual do olho P1OS são bastante superiores aos do olho P5OS, o que impacta no erro de reconstrução apresentado na Tabela 2. Observa-se

Olho	P1OD	P1OS	P2OD	P2OS	P3OD
ErroRMS (nm)	415	1532	89	72	76
ErroRMS (<i>waves</i>)	0,76	2,81	0,16	0,13	0,14
λ /ErroRMS	1,32	0,36	6,15	7,62	7,16
Olho	P3OS	P4OD	P4OS	P5OD	P5OS
ErroRMS (nm)	115	85	143	104	91
ErroRMS (<i>waves</i>)	0,21	0,16	0,26	0,19	0,17
λ /ErroRMS	4,72	6,44	3,80	5,26	5,99

Tabela 2 – Erro RMS da reconstrução utilizando-se 28 termos de Zernike.

também, nestas duas figuras, uma alta frequência espacial nos valores residuais, o que possivelmente pode ser reduzido aumentando-se a quantidade de termos dos PZ utilizados na reconstrução. As figuras 15c e 15d apresentam a elevação residual ao se subtrair uma curva esférica dos dados de topografia. Nota-se nitidamente na Figura 15d uma componente astigmática bastante significativa, o que não é observado na Figura 15f, na qual uma curva bicônica foi subtraída do mapa original. No entanto, para o olho P1OS, verifica-se que há uma componente de inclinação de valor significativo ao se subtrair do mapa original tanto uma curva esférica quanto uma bicônica, como pode ser visto nas figuras 15c e 15e, respectivamente.

Os valores RMS do erro de reconstrução considerando-se uma representação da topografia por meio de uma curva bicônica foram calculados e estão reportados na Tabela 3. Observa-se que o erro RMS do olho P1OS, considerando uma superfície de reconstrução bicônica, foi significativamente maior que as demais. Desta maneira, optou-se por refazer os exames do indivíduo P1 para verificar a possibilidade da aquisição dos dados ter apresentado algum problema de medição. Além disso, optou-se por utilizar 36 termos de Zernike, ao invés de 28, visando a redução do erro de reconstrução.

Olho	P1OD	P1OS	P2OD	P2OS	P3OD
ErroRMS (nm)	4074	27265	3309	4614	3496
ErroRMS (<i>waves</i>)	7,46	49,94	6,06	8,45	6,40
λ /ErroRMS	0,13	0,02	0,16	0,12	0,16
Olho	P3OS	P4OD	P4OS	P5OD	P5OS
ErroRMS (nm)	5255	7272	8325	2589	3957
ErroRMS (<i>waves</i>)	9,62	13,32	15,25	4,74	7,25
λ /ErroRMS	0,10	0,08	0,07	0,21	0,14

Tabela 3 – Erro RMS da reconstrução utilizando-se uma superfície bicônica.

A Figura 16a apresenta o mapa topográfico do olho P1OS após a nova aquisição dos dados. Observa-se, inicialmente, que este novo exame não apresentou ausência de dados

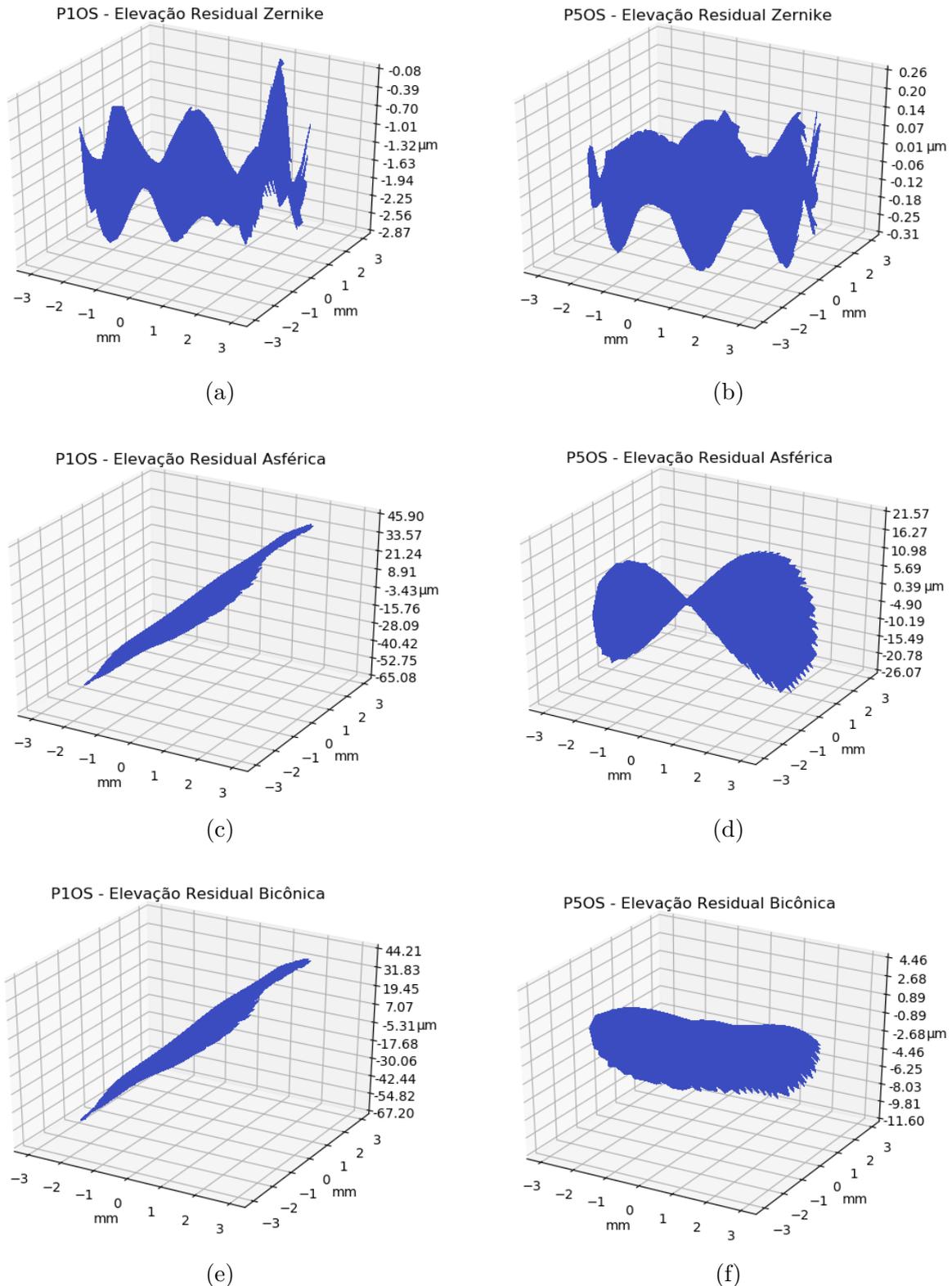


Figura 15 – Mapas residuais dos olhos P1OS e P5OS obtidos por meio da subtração do mapa topográfico original pela superfície de referência considerada.

topográficos dentro da área definida pelo raio de normalização de 3 mm, diferentemente do que foi observado na medição anterior, mostrada na Figura 14a. Assim como no olho P1OS, no primeiro exame, os dados de topografia do olho P1OD também havia apresentado

ausência de dados e, no segundo exame, foi verificada a presença de dados em toda a área delimitada pelo raio de normalização. Um nova reconstrução foi realizada utilizando-se inicialmente apenas 28 termos, na qual observou-se significativa melhora na reconstrução em ambos os casos. Para o olho P1OS, que apresentou o maior erro de reconstrução no primeiro exame, obteve-se, no segundo exame, um erro RMS de 84 nm, dentro da faixa observada para os demais olhos. Além disso, não foi notada a componente de inclinação observada nas figuras 15c e 15e, como pode ser visto na Figura 16b, o que indica que pode ter ocorrido algum problema durante a aquisição de dados do primeiro exame.

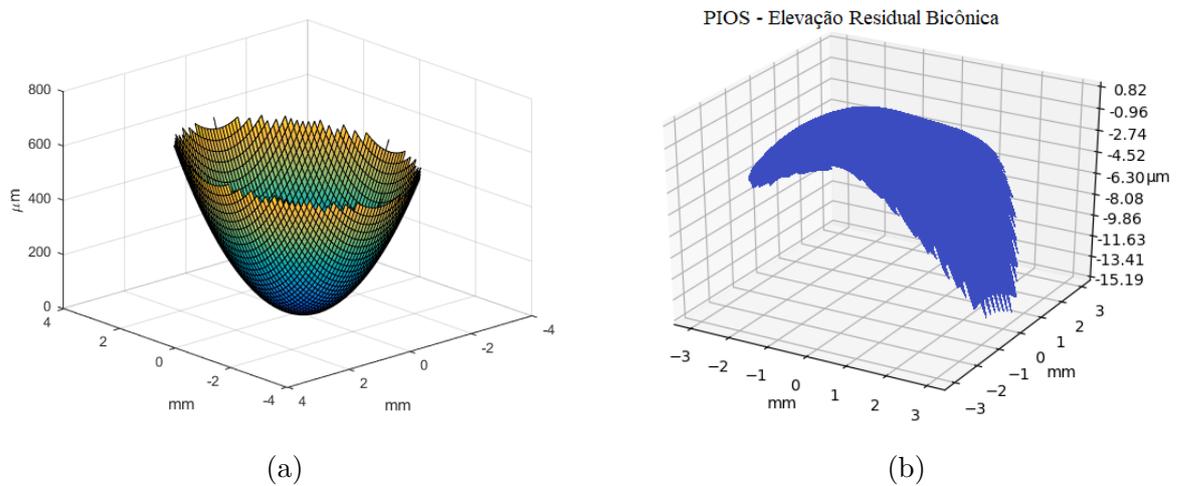


Figura 16 – (a) Topografia da parte anterior da córnea do olho P1OS após a aquisição de dados por meio de um novo exame. (b) Mapa residual do olho P1OS obtido pela subtração do mapa topográfico por uma superfície bicônica considerando o novo exame.

A Tabela 4 apresenta os erros RMS de reconstrução de todos os olhos analisados utilizando os polinômios de Zernike com 36 termos, na qual é possível observar uma redução significativa no erro de reconstrução em todos os casos ao passar de 28 para 36 termos.

Olho	P1OD	P1OS	P2OD	P2OS	P3OD
ErroRMS (nm)	24	52	52	47	35
ErroRMS (<i>waves</i>)	0,044	0,096	0,096	0,085	0,065
λ /ErroRMS	22,52	10,45	10,41	11,73	15,41
Olho	P3OS	P4OD	P4OS	P5OD	P5OS
ErroRMS (nm)	42	42	76	75	65
ErroRMS (<i>waves</i>)	0,076	0,077	0,140	0,137	0,119
λ /ErroRMS	13,11	13,03	7,17	7,30	8,38

Tabela 4 – Erro RMS da reconstrução utilizando-se 36 termos de Zernike.

Vale ressaltar que a métrica do cálculo do erro RMS e a ausência de muitos dados dentro do raio de 3 mm podem ser adotados como referência para o descarte do exame realizado, garantindo assim maior consistência nos resultados das simulações.

3.3 Algoritmos para simulação e geração de resultados

A introdução de aberrações de baixa e alta ordem devido a representação da superfície anterior da córnea por meio dos polinômios de Zernike gera uma assimetria esférica no sistema óptico e, conseqüentemente, curvas distintas de MTF. A figura de mérito utilizada ao longo deste trabalho é calculada a partir dos gráficos de MTF considerando os diversos ângulos de campo com o objetivo de se obter uma medida geral da qualidade do sistema óptico em relação ao contraste da imagem formada no plano da retina. Para adquirir os dados que compõem estas curvas, no simulador Zemax, e posteriormente realizar este cálculo, é necessário exportar a curva de MTF para cada um dos ângulos de campo, entre 0 à 179°, uma vez que há simetria entre os ângulos defasados de 180°. Desta maneira, para cada modelo de olho simulado, seriam necessários ao menos 90 aquisições de dados, uma vez que os valores da MTF são reportados na direção do ângulo de campo e também a 90° em relação a ele (direção sagital e tangencial), o que torna a aquisição manual destes dados uma tarefa extremamente dispendiosa. Além disso, para cada um dos 10 olhos, foram realizadas simulações para 5 dioptrias da LIO e diferentes distâncias do objeto, considerando lentes esféricas. Também foram realizadas simulações para diversos ângulos do meridiano de referência da LIO tórica. O tempo gasto em cada simulação, incluindo a aquisição de dados para todos os ângulos de campo, em uma máquina com processador de 3,4 GHz, foi de aproximadamente 57 segundos.

Pode-se perceber que a aquisição manual destes dados diretamente no simulador óptico é uma tarefa inviável. O software Zemax possui um interface denominada *Dynamic Data Exchange*, que permite a integração do software com diversas linguagens de programação. O Python é uma linguagem de programação aberta, gerenciada por uma instituição sem fins lucrativos, de alto nível, orientada a objetos e que já possui uma biblioteca específica para esta comunicação com o software Zemax. Por meio da biblioteca PyZDDE é possível realizar leituras e alterações nos parâmetros das superfícies, alterar ângulo de campo, adquirir resultados, dentre outros. Desta maneira, optou-se por desenvolver todo o código para simulação e aquisição de dados utilizando a linguagem Python.

O código desenvolvido foi organizado da seguinte maneira:

- **Classe Olho:** Nesta classe são armazenadas todas as informações referentes a simulação realizada: Raios de curvatura das superfícies anterior e posterior da córnea, direção do raio mais plano das superfícies anterior e posterior da córnea, coeficientes de asfericidade, comprimento axial do olho, espessura central da córnea, comprimento

da câmara anterior, espessura do cristalino, índices de refração, abertura da pupila, valores dos coeficientes dos polinômios de Zernike, raios de curvatura, espessura central e poder refrativo da LIO, meridiano de alinhamento da lente tórica, posição efetiva da LIO e distância do objeto. Esta classe possui também funções de leitura e escrita individual de cada parâmetro e uma função que permite exportar para um arquivo de texto todos os parâmetros utilizados na respectiva simulação.

- **Funções de conexão com o software Zemax:** Estas funções estão em um arquivo separado e são responsáveis pela inicialização do simulador e criação do link com este, além de verificar se o software já está em execução, evitando a criação de múltiplas instâncias do traçador de raios.
- **Código principal:** Arquivo de código em que está definida toda a lógica de simulação utilizada.

No código principal são inicialmente definidos vetores e matrizes nos quais estão contidas as características das simulações. São eles:

- **Olhos:** Vetor de conjunto de caracteres (*strings*) que contém as nomenclaturas dos olhos ['P1OD', 'P1OS', ... 'P5OD', 'P5OS'].
- **Tipo de simulação:** Contém *strings* que definem o tipo de representação da córnea ['Zernike', 'bicônica', 'asférica'].
- **Poder refrativo:** Matriz que contém os valores de dioptria a serem simulados para todos os olhos. Como foram analisados 10 olhos com 5 diferentes dioptrias cada, esta matriz tem dimensão 10 x 5, onde cada linha está associada a um olho e cada coluna contém um valor de poder refrativo da LIO a ser utilizado na simulação.
- **Pupila:** Contém os diferentes raios de abertura de pupila utilizados (em milímetros), [1,5 , 2,0].
- **Distância do objeto:** Contém um conjunto de valores relativos as distâncias consideradas do objeto (em metros), [1000, 8, 6, 4, 2, 1, 0,5], no qual 1000 metros foi utilizado para simular um objeto no infinito.

Uma estrutura de pastas foi criada para comportar separadamente as informações de todas as simulações, conforme mostrado na Figura 17. A sequência das etapas de simulação está resumida no Algoritmo 1. Primeiramente são criados os vetores e matrizes com as informações necessárias para a simulação, como mencionado acima. Em seguida o simulador é inicializado e uma conexão é estabelecida. O programa entra, então, em laços de execução para simulações considerando todos os parâmetros preestabelecidos.

Dentro destes laços é criada uma instância da Classe **Olho** que é inicializada com os parâmetros do olho a ser simulado. Estes parâmetros são obtidos de um arquivo de texto, localizado na pasta do respectivo olho, onde estão as informações da topografia da córnea e os parâmetros biométricos. Também são lidos de arquivo de texto as informações da LIO a ser simulada. Em seguida essa instância é passada para uma função que ajusta os parâmetros no simulador por meio da interface PyZDDE e as informações da simulação são salvas em um arquivo de texto. O programa entra então em um novo laço no qual são variados os ângulos de campo de 1° em 1° e obtida cada uma das curvas de MTF. Ao fim deste laço, obtém-se 90 arquivos com informações das curvas de MTF para cada 2 ângulos de campo. Estes arquivos são processados e seus dados são concatenados em um único arquivo denominado **MTF.txt**.

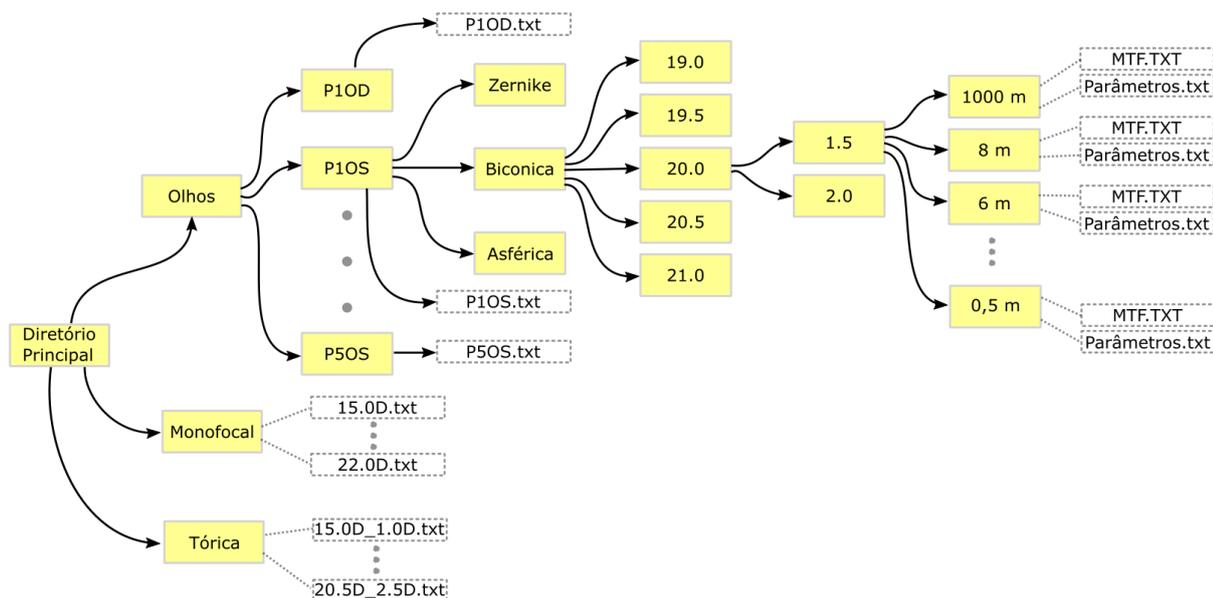


Figura 17 – Modelo de organização de diretórios utilizado nas simulações.

Tal configuração de diretórios e arquivos facilita a geração de resultados de maneira organizada, evitando sobrescrever dados de simulações anteriores com parâmetros diferentes e faz com que todo o tratamento posterior para geração das análises apresentadas no Capítulo 4 seja facilitado.

3.4 Método de seleção de LIO proposto

A avaliação da óptica de um olho pseudofácico incluindo aberrações de baixa e alta ordem não pode ser expressada adequadamente em dioptrias, uma vez que os raios de curvatura base para cada ângulo de campo considerado é diferente. Neste contexto, a avaliação por meio de curvas de MTF se mostra bastante interessante, porém, todas as imperfeições das superfícies geram curvas de MTF diferentes para os diversos ângulos de campo. A visualização de várias destas curvas separadamente pode fazer com que a análise

Algoritmo 1 Código Principal

```

1: Cria vetores e matrizes para simulação
2: Abre Zemax e cria conexão
3: para olho ← lista_olhos faça
4:   para superfície ← lista_superfícies faça
5:     para dioptria ← lista_dioptrias faça
6:       para pupila ← lista_pupilas faça
7:         para distância ← lista_distâncias faça
8:           Cria_Olho
9:           Carrega_Olho_Zemax
10:          Salva_Parâmetros_Simulação_Olho
11:          para angulo_campo ← [0:179] faça
12:            Salva curva de MTF
13:          fim para
14:          Cria_Arquivo_Único_MTF
15:          Exclui_Arquivos_MTFs
16:        fim para
17:      fim para
18:    fim para
19:  fim para
20: fim para

```

dos resultados não seja intuitiva. Sabe-se que a qualidade de um sistema óptico pode ser avaliada também pela área abaixo da curva de MTF, de maneira que quanto maior a área sob a curva, melhor a qualidade do sistema óptico [19]. Desta maneira, definiu-se uma figura de mérito, denominada ξ , baseada na área média sob a curva de MTF, capaz de fornecer uma informação geral da qualidade do sistema óptico contemplando os diversos ângulos de campo [55]. O valor de ξ é obtido por meio da equação:

$$\xi = \frac{\frac{1}{360} \sum_{\theta=0}^{359} \sum_{\rho=1}^{50} MTF_{\theta}(\rho)}{\sum_{\rho=1}^{50} MTF_{Difrac}(\rho)} \quad (3.9)$$

em que ρ é a frequência espacial, MTF_{θ} é a curva de MTF em função do ângulo θ e MTF_{Difrac} é a curva de MTF no limite de difração, que independe do ângulo de campo.

A Figura 18 ilustra o procedimento de cálculo de ξ . Nela estão representadas 5 curvas de MTF, sendo que cada curva colorida representa a MTF para um determinado ângulo de campo e a curva tracejada representa a MTF no limite de difração. A área abaixo da curva de MTF é computada para as 5 curvas, conforme mostrado no gráfico da direita. É calculada então a área média das quatro curvas coloridas e este valor é dividido pela área da curva no limite de difração. Quanto melhor a qualidade do sistema óptico, mais próximo de um é o valor de ξ , uma vez que a melhor curva de MTF do sistema é aquela definida pelo limite de difração.

Também foi definida uma forma gráfica de análise dos resultados das curvas de MTF em uma frequência espacial de 50 pl/mm. Esta análise é feita por meio de curvas de

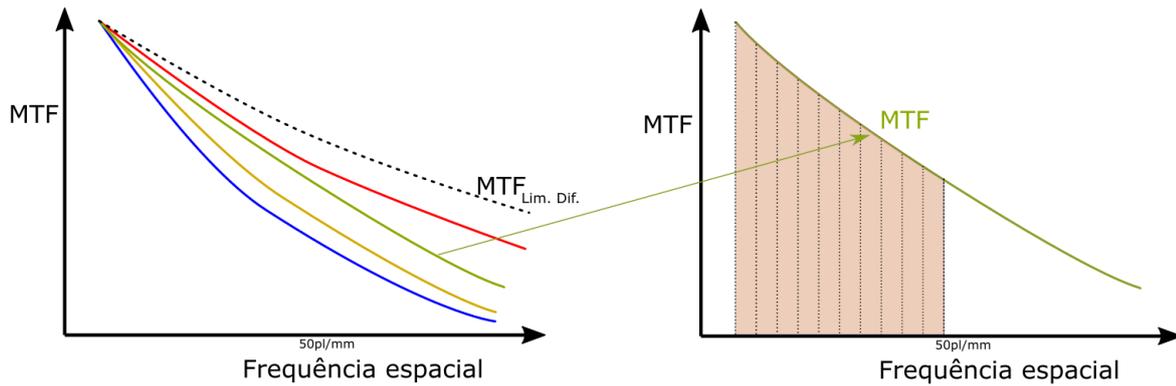


Figura 18 – Ilustração do método de obtenção da figura de mérito ξ por meio do cálculo da área abaixo da curva de MTF até a frequência espacial de 50 pl/mm.

nível que permitem avaliar se há, especificamente nesta frequência espacial, uma direção em que o contraste é melhor do que em outras direções. A Figura 19 apresenta um exemplo de curvas de nível da MTF à 50 pl/mm para três tipos de representação da superfície corneana. O círculo mais interno, em cor ciano, corresponde a curva do limite de difração, na qual o sistema óptico está livre de aberrações e sujeito apenas ao efeito de difração devido a abertura finita do sistema. A curva em cor verde representa uma superfície asférica cujo coeficiente de asfericidade não é capaz de eliminar completamente o efeito da aberração esférica, o que faz com que a MTF seja pior do que a curva do limite de difração, embora ainda apresente simetria esférica. A curva na cor laranja possui uma componente astigmática enquanto que a curva em azul apresenta efeitos de inúmeras aberrações. Ambos os casos fazem com que a MTF não apresente mais simetria esférica, tendo melhor contraste na direção em que a curva está mais próxima do centro.

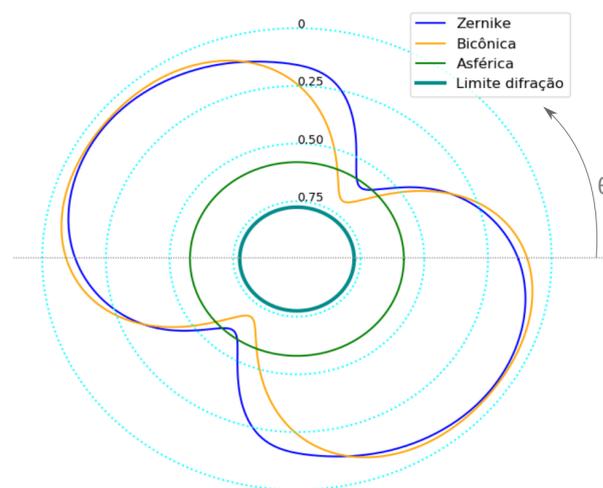


Figura 19 – Exemplo de curvas de nível da MTF à 50 pl/mm considerando superfície representada por Zernike, bicônica, asférica e a curva do limite de difração.

4 Resultados

Inicialmente foram realizadas simulações com os dados dos 10 olhos medidos utilizando-se uma lente esférica, mesmo para os olhos que apresentavam elevado grau de astigmatismo corneano. O comprimento de onda utilizado em todas as simulações foi de 546 nm, valor comumente empregado para reportar resultados na área oftalmológica e, além disso, considerou-se o objeto no infinito buscando a melhor acuidade visual para emetropia. De acordo com Guillon [56], a abertura da pupila para um valor médio de luminância de 50 cd/m^2 é de $3,51 \text{ mm} \pm 0,61 \text{ mm}$ de diâmetro. Tendo por base estes valores, optou-se por simular dois diâmetros de abertura da pupila: 3 mm e 4 mm. Todas as informações e parâmetros dos olhos simulados estão apresentados no Apêndice B.

Para todas as dioptrias simuladas, utilizou-se três representações distintas para a superfície anterior da córnea:

- **Asférica:** Córnea representada pelo raio de curvatura médio do olho e pelo seu coeficiente de asfericidade.
- **Bicônica:** Córnea representada pelos raios de curvatura *flat* e *steep*, além do coeficiente de asfericidade. Esta representação inclui o efeito do astigmatismo corneano.
- **Zernike:** Representação da superfície da córnea por meio de coeficientes dos polinômios de Zernike até a 7° ordem.

Os olhos simulados foram agrupados para análise conforme descrito abaixo:

- P1OD, P1OS, P2OD, P2OS, P3OD e P3OS possuem astigmatismo corneano inferiores a uma dioptria.
- P4OD e P4OS foram submetidos a cirurgia refrativa do tipo LASIK.
- P5OD e P5OS possuem astigmatismo corneano maior que 1,5 dioptrias.

Em um segundo momento foram realizadas análises considerando o objeto em diferentes posições e, para os olhos astigmáticos, foram selecionadas 3 valores de poder refrativo esférico para avaliação da acuidade visual utilizando LIOs tóricas. Avaliou-se também o efeito da variação do ângulo da LIO tórica e da posição da lente dentro do saco capsular.

4.1 LIO Esférica

Nesta seção são apresentados os resultados das simulações considerando LIOs esféricas de 5 diferentes valores de poder refrativo, dentre os quais estão aqueles obtidos por meio de fórmulas empíricas. Os resultados são analisados em função da figura de mérito baseada nas curvas de MTF e das curvas de nível à 50 pl/mm.

A Figura 20 apresenta os resultados da figura de mérito (ξ) do olho P1OS para duas aberturas diferentes de pupila. Na Figura 20a são mostrados os resultados para a superfície anterior da córnea representada por meio de polinômios de Zernike, que fornecem uma descrição mais detalhada da córnea, na qual observa-se que a LIO que apresentou melhor desempenho para emetropia tanto para abertura da pupila de 1,5 mm quanto de 2,0 mm de raio foi a de 19,0 D. Já na Figura 20b estão representados os valores de ξ para a superfície anterior da córnea representada por uma bicônica. Nela, percebe-se que, para uma abertura de pupila de 1,5 mm, o maior valor obtido foi com a LIO de 19,5 D (0,82) e para uma pupila de 2,0 mm, a LIO de 19,0 D apresentou o maior valor de ξ (0,70). Estes resultados mostram que o tipo de representação da superfície da córnea e o tamanho da abertura da pupila utilizada na simulação podem conduzir a diferentes valores do poder refrativo mais indicado para emetropia, baseando-se a escolha na figura de mérito proposta.

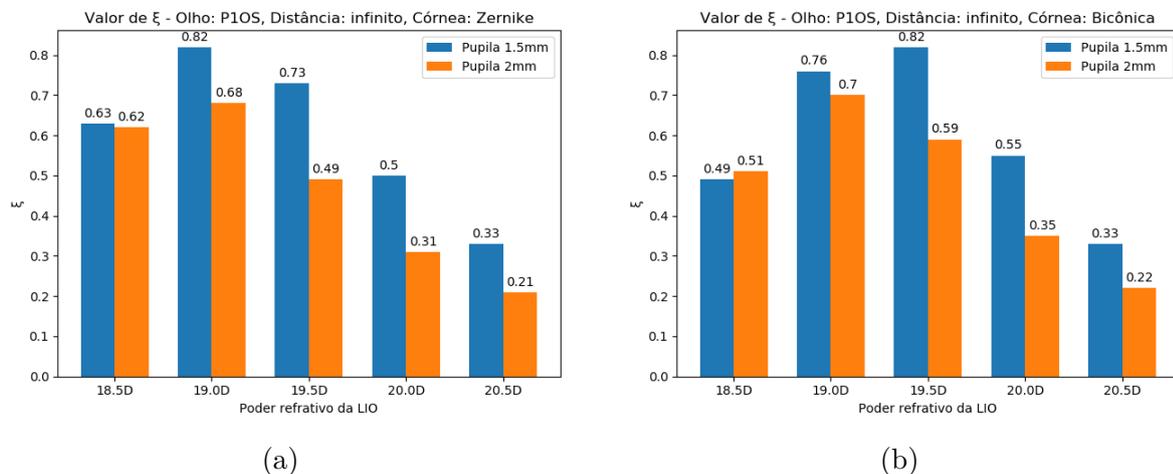


Figura 20 – Figura de mérito (ξ), por dioptria, do olho P1OS com LIO esférica considerando a superfície anterior da córnea representada por (a) Zernike e (b) bicônica.

Visando uma métrica indicativa da lente que propiciaria a melhor acuidade para visão emetrópica, adotou-se, neste trabalho, um critério de escolha baseado no maior valor do somatório de ξ para os dois tamanhos de abertura de pupila simulados, considerando somente a representação da córnea por meio de polinômios de Zernike, uma vez que esta representação fornece uma descrição mais fidedigna da superfície corneana. Com base neste critério, a LIO esférica com melhor desempenho para o olho P1OS foi a de 19,0 D, que obteve o valor de 0,82 e 0,68 para pupila de 1,5 mm e 2,0 mm, respectivamente.

Observa-se ainda na Figura 20, que há uma variação significativa entre os valores obtidos da figura de mérito quando comparadas as duas diferentes representações da superfície da córnea, o que indica que as aberrações de alta ordem presentes neste olho impactam significativamente na qualidade final da visão. Já para o olho P2OD, por exemplo, percebe-se um perfil muito semelhante para as duas formas de representação da córnea, como pode ser visto na Figura 21. Em ambos os casos, o maior valor de ξ observado para pupila de 1,5 mm e 2,0 mm foram obtidos, respectivamente, com as LIOs de 20,0 D e 19,5 D, sendo que, pelo critério adotado da soma dos valores de ξ para as duas aberturas de pupila, a lente escolhida seria a de 20,0 D para ambas as representações da córnea. Vale ressaltar que se o critério adotado fosse outro, como, por exemplo, o maior valor de ξ para abertura de pupila de 2,0 mm de raio, a LIO escolhida seria a de 19,5 D.

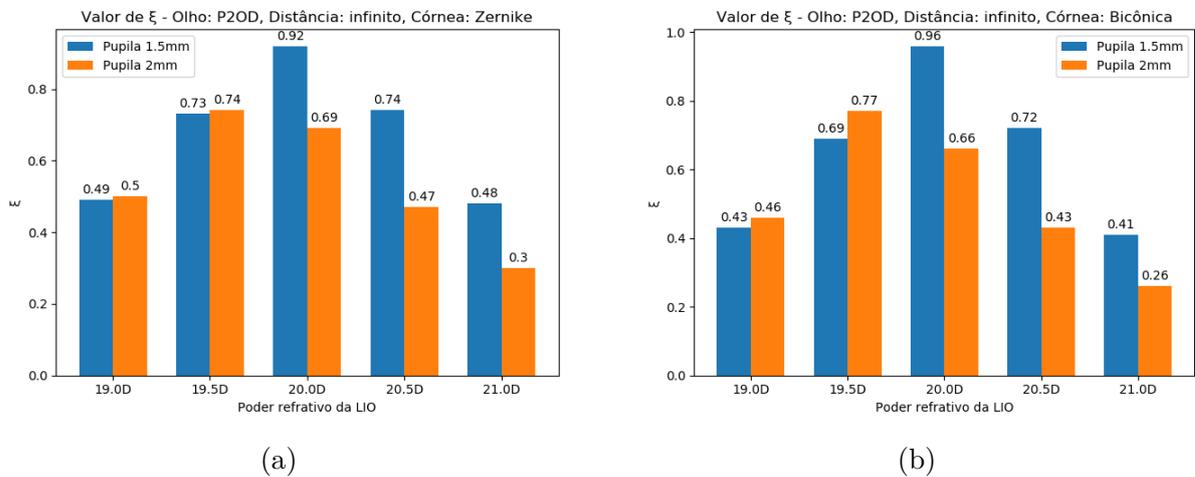


Figura 21 – Figura de mérito (ξ), por dioptria, do olho P2OD com LIO esférica considerando a superfície anterior da córnea representada por (a) Zernike e (b) bicônica.

Os valores de ξ de todos os olhos e poderes refrativos das LIOs esféricas simulados estão sumarizados nas tabelas 5 e 6, que apresentam, respectivamente, valores para abertura de pupila de 1,5 mm e 2,0 mm de raio. Os poderes refrativos das LIOs esféricas, obtidos por meio de fórmulas empíricas, estão destacados em negrito, enquanto que o valor de dioptria indicado com base no critério adotado estão destacados em itálico e na cor vermelha. A Tabela 5 possui, também, índices de 1 à 5 utilizados para indicar o poder refrativo calculado por cada uma das 5 fórmulas: Barrett, Haigis, Olsen, Holladay e SRK/T, nesta ordem. Observa-se que para os olhos P3 e P5, os valores indicados por meio da figura de mérito ξ estão fora da faixa obtida pelas fórmulas empíricas (Tabela 1). Além disso, vê-se também que, para os olhos P5OD e P5OS, considerando todas as lentes testadas, os valores de ξ obtidos foram bastante baixos devido ao astigmatismo elevado destes olhos, o que evidencia a necessidade de uma LIO tórica para compensação do astigmatismo corneano.

LIO (D)	P1OD	P1OS	P2OD	P2OS	P3OD	P3OS	P4OD	P4OS	P5OD	P5OS
14,5	-	-	-	-	0,60	-	-	-	-	-
15,0	-	-	-	-	<i>0,80</i>	-	-	-	-	-
15,5	-	-	-	-	0,77 ^{1,3,5}	-	-	-	-	-
16,0	-	-	-	-	0,56 ^{2,4}	0,52	-	-	-	-
16,5	-	-	-	-	0,36	0,66	-	-	-	-
17,0	-	-	-	-	-	<i>0,73</i>	-	-	-	-
17,5	-	-	-	-	-	0,63 ¹⁻⁵	-	-	-	-
18,0	-	-	-	-	-	0,44	-	-	-	-
18,5	-	0,63	-	-	-	-	-	-	-	-
19,0	0,65	0,82 ⁵	0,49	0,51	-	-	-	-	0,33	<i>0,31</i> [*]
19,5	<i>0,72</i> ⁵	0,73 ^{1,3,4}	0,73	0,67	-	-	-	-	0,32	0,31 ³
20,0	0,64 ^{1,3,4}	0,50 ²	<i>0,92</i> ^{1,4,5}	<i>0,74</i> ^{1,4,5}	-	-	0,36	0,43	0,32 ^{1,3}	0,31 ^{1,4,5}
20,5	0,47 ²	0,33	0,74 ^{2,3}	0,63 ^{2,3}	-	-	0,48 ⁵	0,57 ⁵	0,33 ^{2,4,5}	0,31 ²
21,0	0,32	-	0,48	0,44	-	-	0,66 ^{1,3,4}	<i>0,76</i> ^{1,3,4}	<i>0,35</i> [*]	0,32
21,5	-	-	-	-	-	-	<i>0,81</i> ²	0,77 ²	-	-
22,0	-	-	-	-	-	-	0,72	0,61	-	-

*Por se tratar de um olho astigmático, todos os valores foram muito baixos e próximos uns dos outros.

Tabela 5 – Valores de ξ para os 10 olhos analisados, considerando a córnea representada por Zernike e pupila de 1,5 mm de raio. A dioptria com melhor desempenho segundo o critério adotado está destacado em itálico e na cor vermelha. Em negrito estão destacados as dioptrias reportadas pelas fórmulas empíricas. Os índices de 1 à 5 representam as fórmulas de Barrett, Haigis, Olsen, Holladay e SRK/T, nesta ordem.

LIO (D)	P1OD	P1OS	P2OD	P2OS	P3OD	P3OS	P4OD	P4OS	P5OD	P5OS
14,5	-	-	-	-	0,52	-	-	-	-	-
15,0	-	-	-	-	<i>0,61</i>	-	-	-	-	-
15,5	-	-	-	-	0,56	-	-	-	-	-
16,0	-	-	-	-	0,37	0,46	-	-	-	-
16,5	-	-	-	-	0,23	0,53	-	-	-	-
17,0	-	-	-	-	-	<i>0,54</i>	-	-	-	-
17,5	-	-	-	-	-	0,43	-	-	-	-
18,0	-	-	-	-	-	0,28	-	-	-	-
18,5	-	0,62	-	-	-	-	-	-	-	-
19,0	0,54	0,68	0,50	0,51	-	-	-	-	0,27	<i>0,25</i> [*]
19,5	<i>0,53</i>	0,49	0,74	0,55	-	-	-	-	0,26	0,24
20,0	0,43	0,31	<i>0,69</i>	<i>0,54</i>	-	-	0,36	0,43	0,27	0,24
20,5	0,30	0,21	0,47	0,43	-	-	0,48	0,56	0,27	0,24
21,0	0,21	-	0,30	0,29	-	-	0,60	<i>0,61</i>	<i>0,27</i> [*]	0,23
21,5	-	-	-	-	-	-	<i>0,65</i>	0,50	-	-
22,0	-	-	-	-	-	-	0,48	0,37	-	-

*Por se tratar de um olho astigmático, todos os valores foram muito baixos e próximos uns dos outros.

Tabela 6 – Valores de ξ para os 10 olhos analisados, considerando a córnea representada por Zernike e pupila de 2,0 mm de raio. Em negrito estão destacados as dioptrias reportadas pelas fórmulas empíricas. A dioptria com melhor desempenho segundo o critério adotado está destacado em itálico e na cor vermelha.

A Figura 22a apresenta a MTF para um ângulo de campo (θ) de 0° e 90° para o olho P2OD, com LIO esférica de 20,0 D, abertura de pupila de 1,5 mm de raio, considerando as três diferentes formas de representação da córnea. Nela, observam-se curvas de MTF com diferenças não muito expressivas, o que justifica valores próximos de ξ para as diferentes representações da córnea e, em especial, percebe-se que a diferença entre a MTF para a córnea esférica e bicônica é praticamente nula, o que pode ser observado também nas curvas de nível mostradas na Figura 22b. Isso se deve ao fato desta córnea apresentar baixíssima componente astigmática uma vez que os raios de curvatura *steep* e *flat* da córnea anterior são bastante próximos, 8,12 mm e 8,16 mm, respectivamente, o que gera uma componente astigmática de aproximadamente 0,2 D, mesmo valor do astigmatismo da córnea posterior. Como os ângulos dos raios *flat* das duas partes da córnea são bem próximos, $18,6^\circ$ da anterior e $11,7^\circ$ da posterior, estas componentes astigmáticas tendem a se anular.

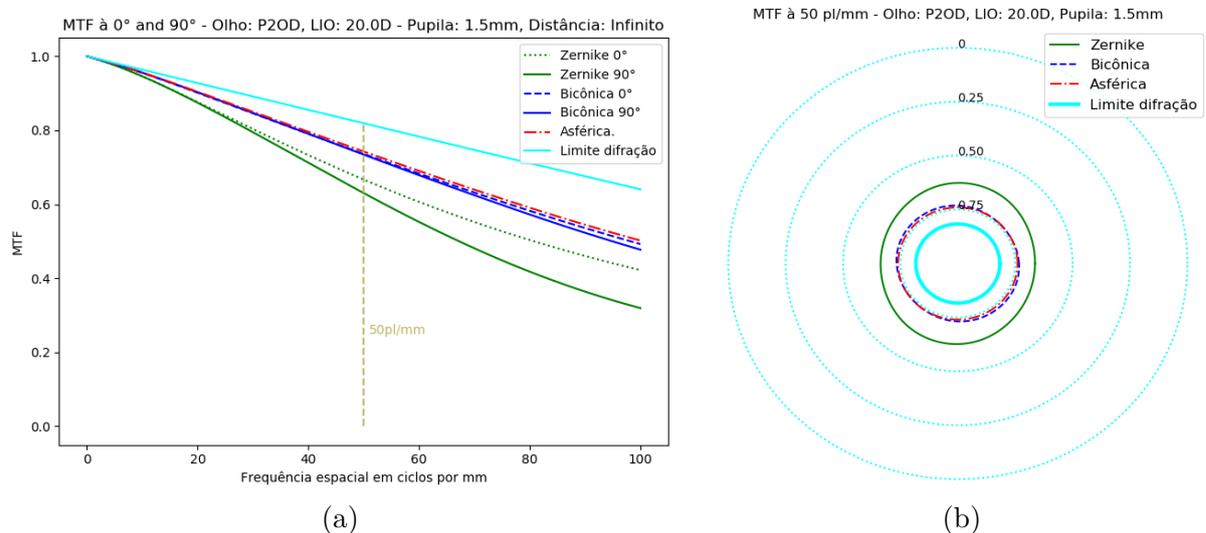


Figura 22 – (a) MTF à 0° e 90° e (b) MTF à 50 pl/mm, considerando os três tipos de representação de superfície anterior da córnea para o olho P2OD com abertura de pupila de 1,5 mm de raio e LIO de 20,0 D.

Diferentemente do que ocorre com as curvas apresentadas na Figura 22a, diversos olhos apresentam curvas de MTF bastante distintas dependendo da maneira em que a superfície anterior da córnea é representada. Alguns exemplos estão representados na Figura 23. Observa-se, em todos os gráficos desta figura, que há uma diferença significativa entre a representação por Zernike e por Bicônica, indicando que as demais aberrações da córnea, além do astigmatismo e da aberração esférica, contribuem significativamente na acuidade visual.

Outro exemplo interessante pode ser visto na Figura 24a, na qual estão representadas curvas de níveis da MTF à 50 pl/mm do olho P1OS com LIO esférica de 19,0 D. Percebe-se, nesta figura, um efeito significativo de astigmatismo nos resultados obtidos para a superfície bicônica, embora este olho possua aproximadamente 0,4 D (com ângulo de $30,7^\circ$)

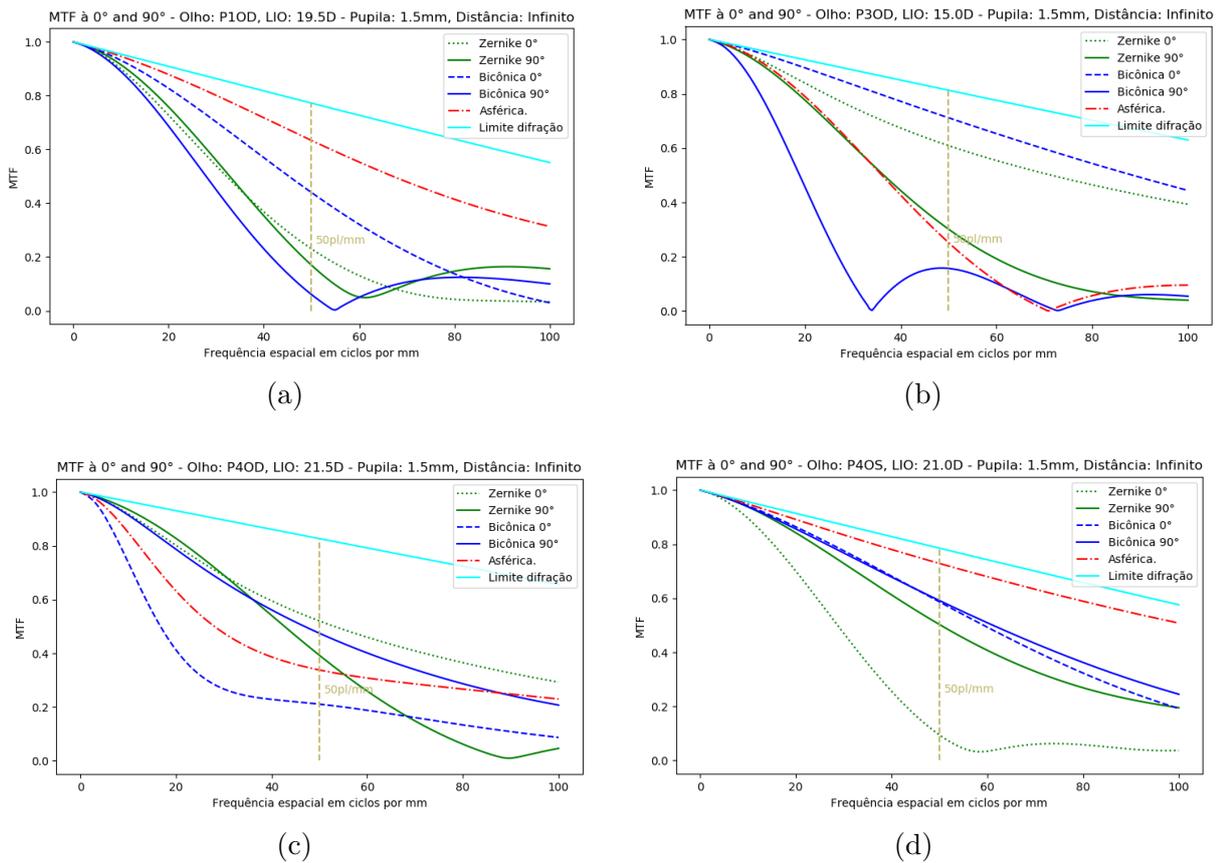


Figura 23 – Curvas de MTF para diferentes tipos de representação da superfície anterior da córnea considerando o poder refrativo indicado com base em ξ para os olhos: (a) P1OD, (b) P3OD, (c) P4OD e (d) P4OS.

de astigmatismo na superfície anterior da córnea. Além disso, a parte posterior da córnea apresenta um astigmatismo de 0,1 D, porém os raios mais plano estão defasados de $37,5^\circ$ o que faz com o astigmatismo total da córnea, obtido por meio das equações 2.11 - 2.16 seja de 0,38 D, com ângulo de 38° , ou seja, o astigmatismo da córnea posterior não reduz a componente da parte anterior, apenas altera a direção do astigmatismo total. Este efeito mostra-se menos preponderante quando considera-se a córnea representada por Zernike. Além disso, para pupila de 2,0 mm, percebe-se que as direções de maior contraste para a superfície bicônica e Zernike estão defasadas de aproximadamente 90° , como pode ser visto na Figura 24b.

Para os olhos P3OD e P4OD, seguindo o critério adotado para seleção da melhor LIO, observa-se que haveria diferença na escolha dependendo do tipo de superfície utilizada para descrever a parte anterior da córnea. Na Figura 25a, considerando a representação por Zernike, obteve-se o maior valor agregado de ξ para a LIO de 15,0 D, cujos valores foram 0,8 e 0,61 para pupilas de 1,5 mm e 2,0 mm, respectivamente, enquanto que, para a representação da córnea por uma superfície bicônica (Figura 25b), a escolha seria pela LIO de 15,5 D. Já para o olho P4OD, cujos resultados estão apresentados na Figura 26, optaria-se pela LIO de 20,5 D considerando a superfície dada por Zernike enquanto que,

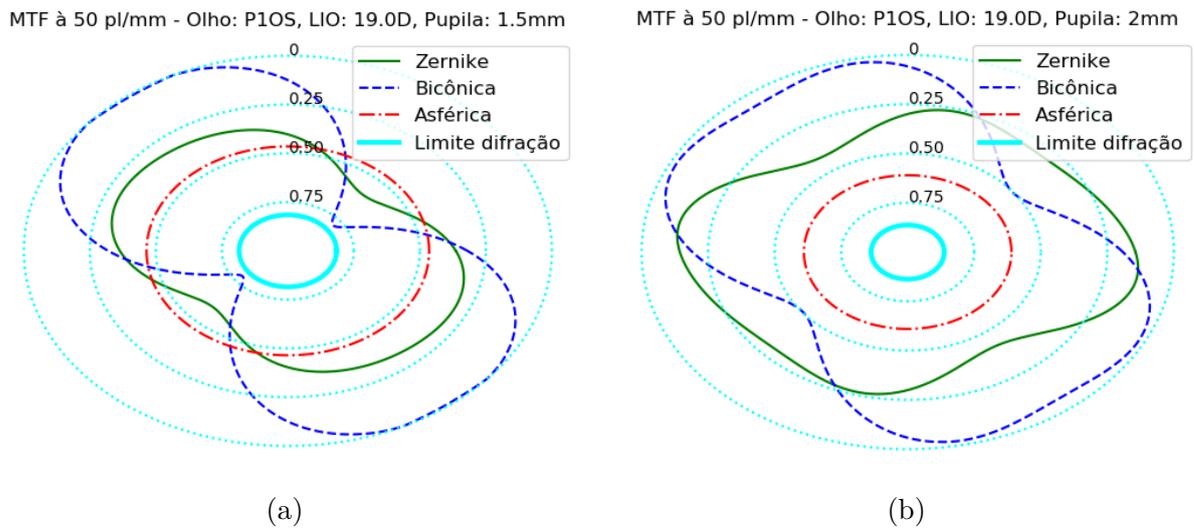


Figura 24 – Curvas de MTF à 50 pl/mm do olho P1OS com LIO de 19,0 D com (a) abertura de pupila de 1,5 mm de raio e (b) abertura da pupila de 2,0 mm de raio.

para a representação da córnea por uma bicônica, a escolha seria em favor da LIO de 21,0 D.

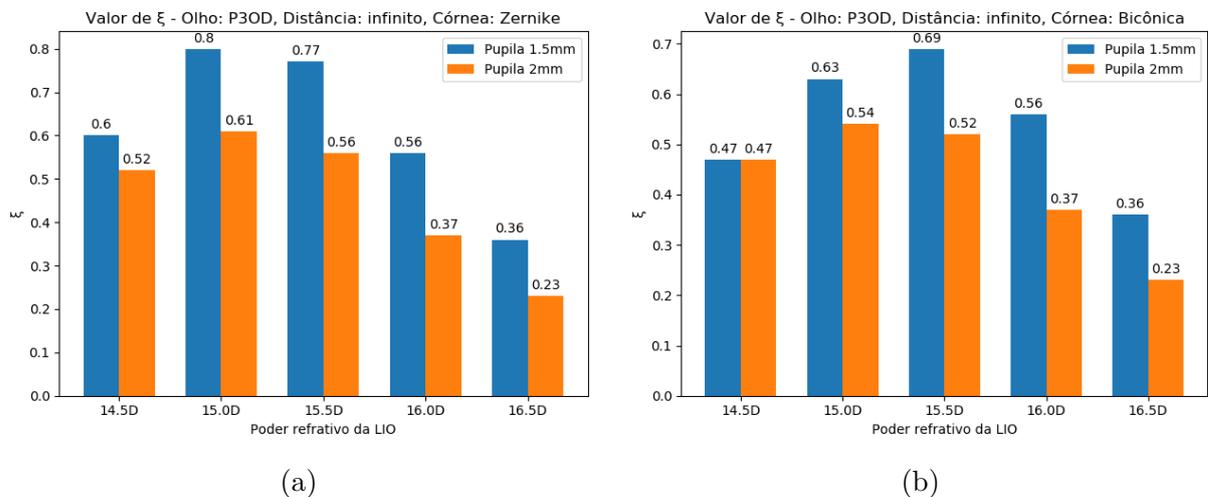


Figura 25 – Figura de mérito (ξ), por dioptria, do olho P3OD: (a) considerando a parte anterior da córnea representada por Zernike e (b) considerando a representação da parte anterior da córnea por meio de uma superfície bicônica.

Em alguns casos pode-se observar claramente a mudança na direção do astigmatismo dependendo da LIO utilizada. A Figura 27 mostra as curvas de nível para as diferentes dioptrias simuladas, considerando a representação da córnea por meio de superfície de Zernike, do olho P3OS. Nela, percebe-se que o ângulo de campo com melhor contraste, na frequência espacial de 50 pl/mm, muda em 90° ao passar da LIO de 15,0 D para a LIO de 15,5 D. Este resultado está relacionado ao astigmatismo corneano deste olho, que é de aproximadamente 0,6 D. De acordo com Novis [24], a direção vertical é predominante ao

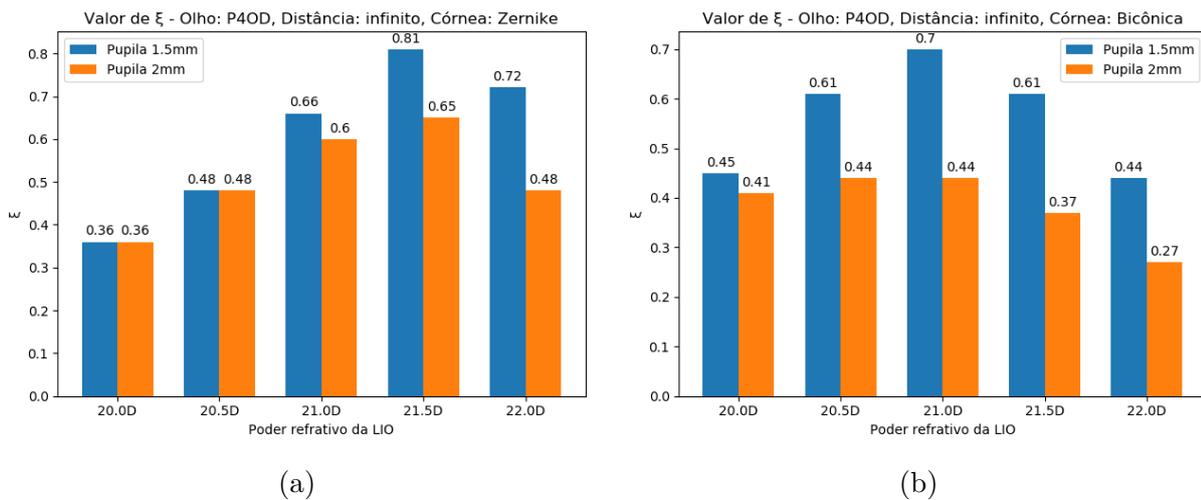


Figura 26 – Figura de mérito (ξ), por dioptria, do olho P4OD: (a) considerando a parte anterior da córnea representada por Zernike e (b) considerando a representação da parte anterior da córnea por meio de uma superfície bicônica.

nosso redor, como pode ser percebido ao visualizar edifícios, postes e árvores, por exemplo. Desta maneira, pode-se optar por uma LIO que proporcione uma melhor visualização na direção vertical para emetropia, por exemplo.

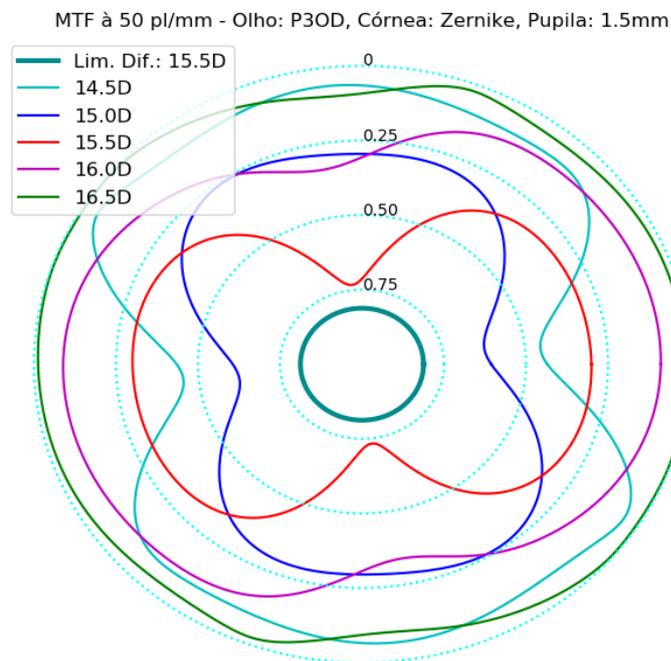


Figura 27 – Curvas de níveis do olho P3OS para LIOs esféricas de diferentes valores de poder refrativo, com córnea representada por Zernike e pupila de 1,5 mm.

Visando uma melhor comparação entre o poder refrativo calculado por meio de fórmulas empíricas e aquele obtido aplicando-se a metodologia proposta neste trabalho, calculou-se o poder refrativo da LIO utilizando a Equação 2.7. Para tanto foi considerada a posição efetiva da LIO, obtida por meio do método da constante C de Olsen, com

	P1OD	P1OS	P2OD	P2OS	P3OD	P3OS	P4OD	P4OS	P5OD	P5OS
AL (mm)	24,83	24,97	24,79	24,79	25,42	25,00	24,48	24,31	23,95	24,22
R (mm)	8,14	8,12	8,15	8,16	7,79	7,83	8,13	8,04	7,77	7,86
K (D)	40,72	40,83	40,67	40,63	42,55	42,34	40,77	41,23	42,66	42,18
ELP (mm)	5,1254	5,1796	5,1800	5,1074	5,2574	5,2342	5,2288	5,2182	4,9010	4,9318
LIO (D)	19,5	19,0	20,0	20,0	15,0	17,0	21,0	21,0	19,5	19,5

Tabela 7 – Valores do comprimento axial do olho (AL), do raio de curvatura médio da córnea (R), do poder refrativo da córnea (K), da posição efetiva da LIO (ELP) com base na Equação 2.9, com valor da constante C igual à 0,42, e do poder refrativo da LIO calculado a partir da Equação 2.7.

valor de 0,42, e os valores de comprimento axial do olho e poder refrativo da córnea, medidos pelo biômetro óptico. Contudo, antes de realizar este cálculo, optou-se primeiro por calcular o poder refrativo da LIO utilizando a posição efetiva da LIO obtida por meio da fórmula de Haigis (Equação 2.8) considerando os valores das constantes α_0 , α_1 e α_2 reportados pelo biômetro óptico (Figura 43 do Anexo A), e comparar o resultado com o valor reportado pelo biômetro. Observou-se que a utilização do valor de 1,3375 como índice de refração da córnea durante o cálculo do poder refrativo corneano, conforme indicado pelo biômetro, levou a obtenção de um valor de poder refrativo da LIO diferente daquele indicado pelo biômetro. Constatou-se então que, ao se utilizar o índice de refração proposto por Olsen [57], cujo valor corresponde à 1,3315, foi possível obter os mesmos valores de poder refrativo das LIOs indicadas pela fórmula de Haigis para todos os olhos considerados. Desta maneira, o índice de refração de 1,3315 foi também utilizado no cálculo do poder refrativo corneano considerando a posição efetiva da LIO com base no método de Olsen, com o valor da constante C igual à 0,42. Os valores de poder refrativo da LIO, calculado para os 10 olhos, estão sumarizados na Tabela 7. Excluindo-se o olho do indivíduo P5, devido ao astigmatismo acima de 1,5 D, observa-se que o poder refrativo obtido com base na figura de mérito proposta difere do calculado apenas para o olho P4OD.

Os resultados das simulações mostraram que, para alguns olhos, as aberrações ópticas, além do astigmatismo e aberração esférica, podem contribuir significativamente na qualidade final da visão após a implantação da LIO. Em algumas situações, a utilização da figura de mérito ξ poderia levar a escolha de um poder refrativo diferente daqueles obtidos por meio de fórmulas empíricas. Mostrou-se também que, para alguns casos, poderia optar-se por LIOs de poder refrativo diferentes dependendo da representação utilizada para descrever a superfície anterior da córnea. Além disso, verificou-se que, considerando a posição efetiva da LIO calculado por meio da constante C de Olsen, com valor de 0,42, o valor de poder refrativo da LIO indicado pela metodologia foi o mesmo que o obtido por meio da fórmula baseada em óptica geométrica (Equação 2.7) em 7 dos 8 olhos analisados, o que indica que a metodologia proposta neste trabalho pode ser utilizada para escolha do poder refrativo da LIO.

4.1.1 Variação da distância do objeto considerando a LIO esférica

Na seção anterior, todas as análises foram realizadas a partir de dados de simulações considerando objetos localizados no infinito. Nesta seção são apresentados os resultados da figura de mérito ξ considerando diversas posições do objeto para avaliar a acuidade visual esperada à medida em que o objeto se aproxima do olho.

A Figura 28 apresenta os resultados do olho P1OS considerando LIOs de 5 valores distintos de dioptrias e diversas distâncias do objeto. De acordo com critério adotado, a lente mais adequada para este olho é a de 19,0 D, representada no gráfico pela curva na cor vermelha. Analisando apenas a Figura 28a, observa-se que esta lente apresentou o maior valor para a distância no infinito considerando uma pupila de 1,5 mm, mas que ela é superada pela lente de 19,5 D para todas as demais distâncias. Já no gráfico da Figura 28b, considerando pupila de 2,0 mm, observa-se que a LIO de 19,0 D supera todas as demais até a distância de 4 m. De maneira geral, a lente de 19,0 D apresenta os melhores resultados para emetropia e também altos valores de ξ até 4 m tanto para abertura de 1,5 mm quanto 2,0 mm, o que sugere que, dentre as LIOs simuladas, esta é a mais adequada para este olho, principalmente visando melhor acuidade visual a longas distâncias.

Resultados semelhantes ao do olho P1OS também são observados nos olhos P1OD, P2OD, P2OS e P3OS, como pode ser visto nas figuras 29, 30, 31 e 32, em que os valores de poder refrativo escolhidos, com base na figura de mérito ξ , foram, respectivamente, 19,5 D, 20,0 D, 20,0 D e 17,0 D. Em todas elas, a lente escolhida apresenta bons valores de ξ , se comparada as demais, do infinito até uma distância de aproximadamente 4 m. Observa-se também que alguns olhos apresentam valores de ξ mais elevados que outros como, por exemplo, o olho P2OD (Figura 30), no qual é possível verificar que o valor de ξ está acima de 0,8 a partir da distância de 4 m até o infinito, para pupila de 1,5 mm e acima de 0,6 a partir de 2 m até o infinito, para pupila de 2,0 mm. Já o olho P2OS (Figura 31), a LIO escolhida com base no critério adotado apresenta valores de ξ menores que o olho P2OD para todas as distâncias do objeto a partir de 4 m até o infinito. Vale ressaltar que neste trabalho não foi analisada qualquer relação entre o valor de ξ e o contraste mínimo aceitável para uma boa acuidade visual, o que seria de grande valia, já que a ideia é mostrar qual a lente, dentre as opções analisadas, que conduziria aos melhores resultados de acordo com as simulações realizadas.

Para o olho P3OD, os resultados se mostraram um pouco diferentes. De acordo com o critério adotado, baseado no valor de ξ , a escolha se daria pela lente de 15,0 D. Entretanto, esta lente apresenta valores de ξ maiores que a LIO de 15,5 D somente no infinito, como pode ser observado na Figura 33. Para todas as demais distância, ela se mostra inferior, indicando que, neste caso, a escolha mais interessante poderia ser em favor da LIO de 15,5 D. Tal resultado pode ser melhor entendido observando-se a Figura 34a, na qual percebe-se que a direção de maior contraste, para todas as distâncias simuladas,

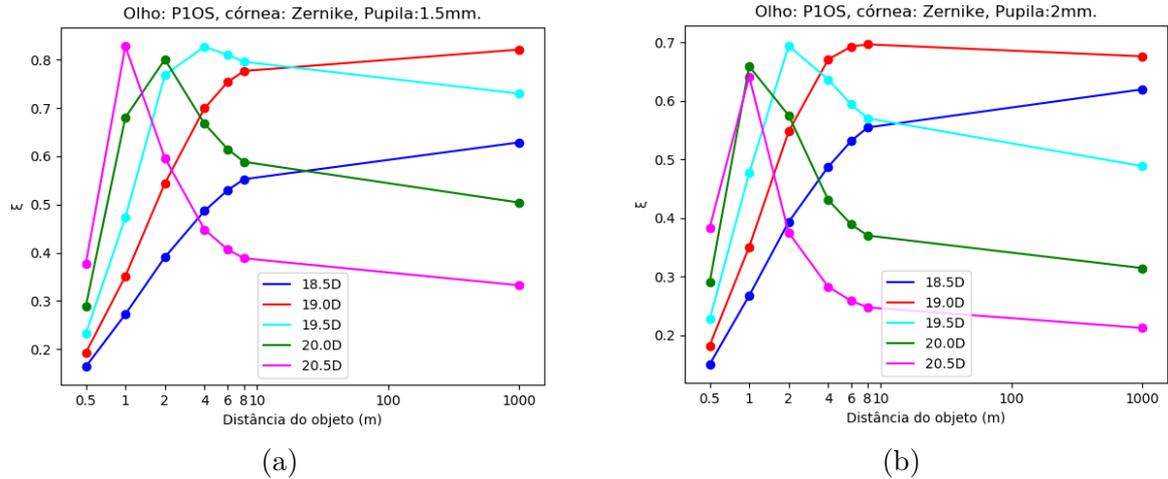


Figura 28 – Variação da distância do objeto considerando as diferentes dioptrias de LIOs empregadas no olho P1OS com córnea representada por Zernike e (a) pupila de 1,5 mm de raio (b) pupila de 2,0 mm de raio.

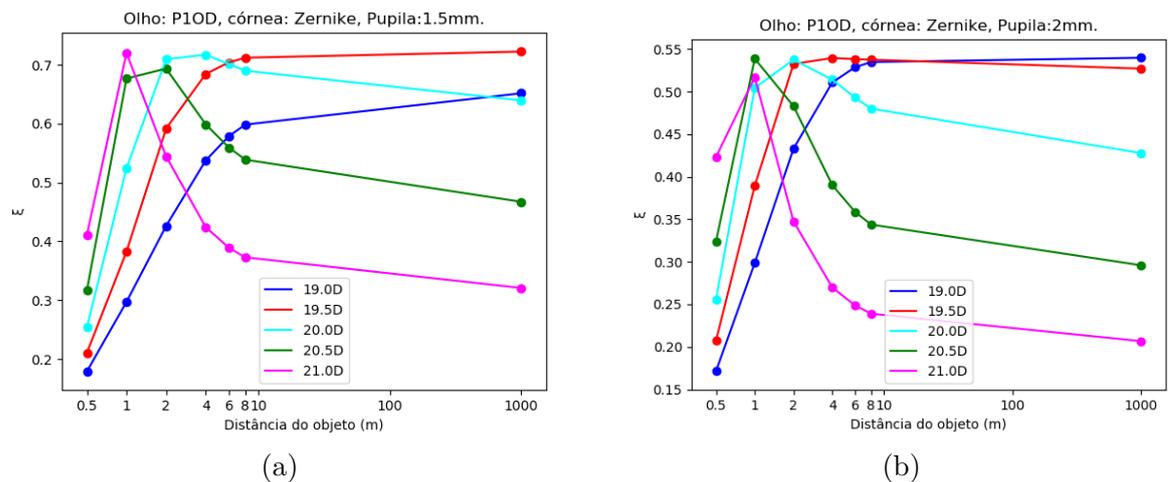


Figura 29 – Variação da distância do objeto considerando as diferentes dioptrias de LIOs empregadas no olho P1OD com córnea representada por Zernike e (a) pupila de 1,5 mm de raio (b) pupila de 2,0 mm de raio.

corresponde a um ângulo de campo de aproximadamente 6° . Já na Figura 34b, vê-se que a direção de maior contraste corresponde a aproximadamente 96° para o objeto no infinito, 8 m e 6 m, e, em seguida, mudando de direção. Por ser um olho astigmático, isto indica que o conoide de Sturm se forma dentro do humor vítreo, o que, de acordo com Novis [24], gera um efeito de pseudo-acomodação. Neste caso, objetos mais distantes do observador apresentam melhor contraste na direção vertical ao passo que objetos mais próximo do olho, por exemplo, 2 m, apresentam melhor contraste na direção horizontal.

As análises de distância considerando os olhos do indivíduo P4 foram realizadas separadamente uma vez que ambos os olhos foram submetidos previamente a cirurgias refrativas do tipo LASIK. Neste caso, observa-se diferença significativa nos valores da figura de mérito, ξ , quando são comparadas as representações da córnea por meio de uma bicônica

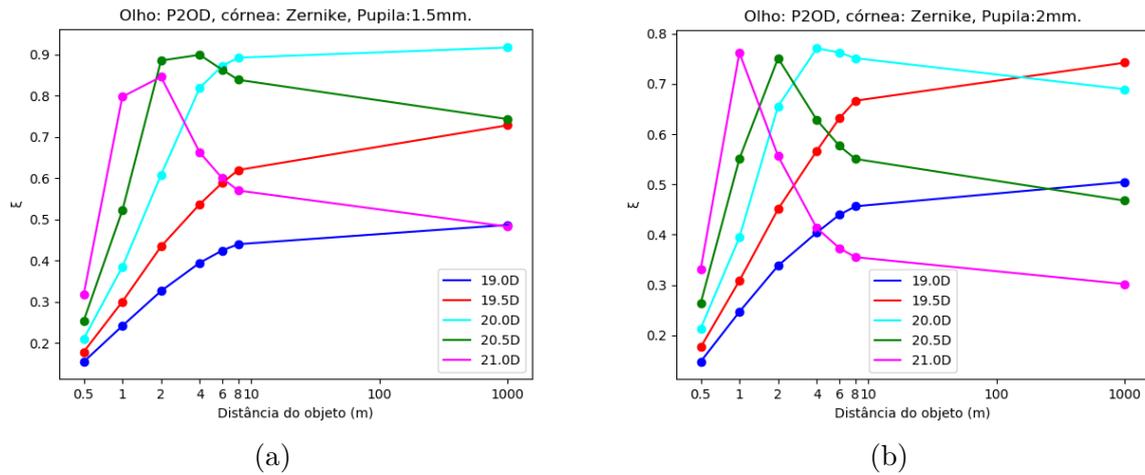


Figura 30 – Variação da distância do objeto considerando as diferentes dioptrias de LIOs empregadas no olho P2OD com córnea representada por Zernike e (a) pupila de 1,5 mm de raio (b) pupila de 2,0 mm de raio.

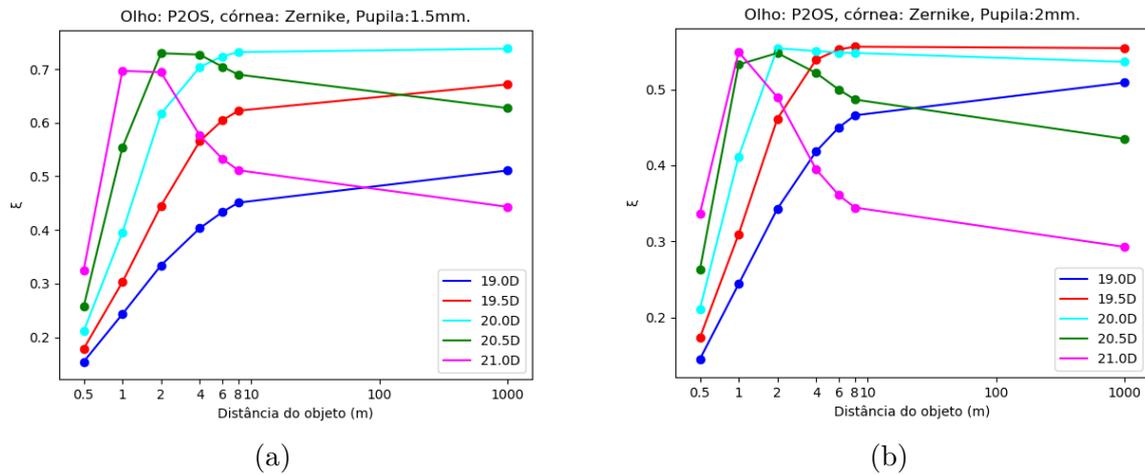


Figura 31 – Variação da distância do objeto considerando as diferentes dioptrias de LIOs empregadas no olho P2OS com córnea representada por Zernike e (a) pupila de 1,5 mm de raio (b) pupila de 2,0 mm de raio.

e por Zernike, como pode ser observado nas figuras 35 e 36, o que indica que as aberrações de alta ordem do olho, além da aberração esférica, possuem grande efeito na qualidade da imagem formada na retina de ambos os olhos deste indivíduo. Com base no critério adotado, os poderes refrativos com maior valor agregado de ξ para emetropia foram das LIOs de 21,5 D e 21,0 D, para os olhos P4OD e P4OS, respectivamente. Analisando primeiramente o olho P4OD, a LIO de 21,5 D se mostra bastante interessante pois apresenta bons valores de ξ até a distância de 4 m, para as duas aberturas de pupila, como pode ser observado nas figuras 35a e 35b. Já para o olho P4OS, a escolha poderia se dar em favor da LIO de 21,5 D, se for considerada uma pupila de 1,5 mm de raio (Figura 36a) ou pela LIO de 21,0 D, se considerarmos a Figura 36b, para 2,0 mm de abertura da pupila, entretanto, analisando esta figura, poderia haver dúvida sobre qual a lente mais adequada para este olho.

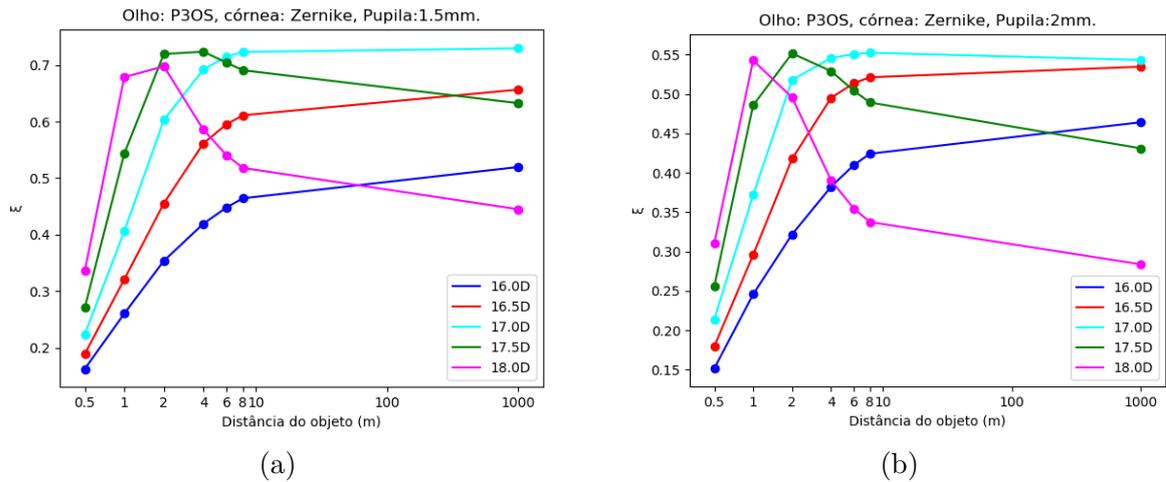


Figura 32 – Variação da distância do objeto considerando as diferentes dioptrias de LIOs empregadas no olho P3OS com córnea representada por Zernike e (a) pupila de 1,5 mm de raio (b) pupila de 2,0 mm de raio.

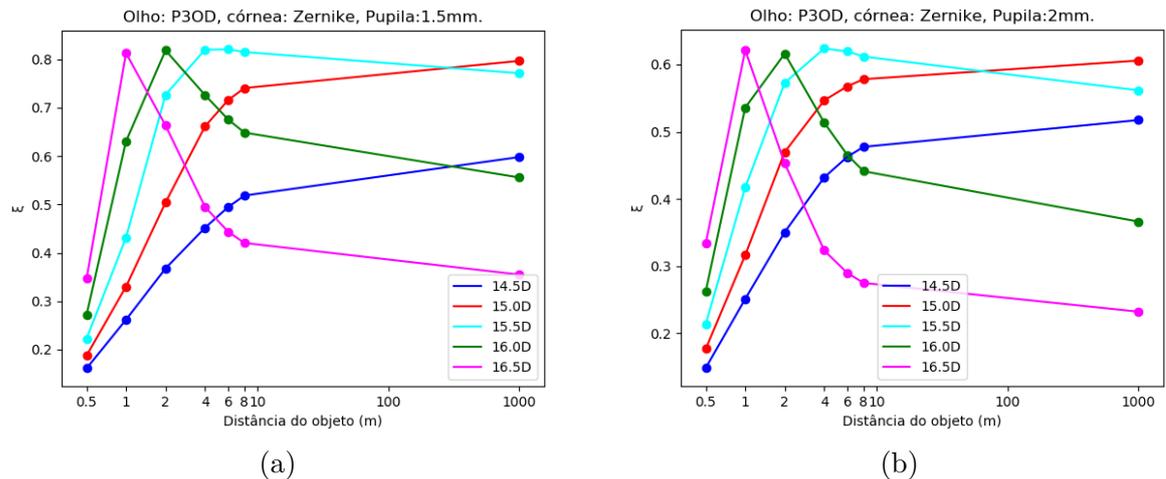


Figura 33 – Variação da distância do objeto considerando as diferentes dioptrias de LIOs empregadas no olho P3OD com córnea representada por Zernike e (a) pupila de 1,5 mm de raio (b) pupila de 2,0 mm de raio.

De maneira geral, os resultados mostraram que a LIO com maior valor agregado de ξ para emetropia apresentaram também bons contrastes quando o objeto é aproximado do olho até distâncias de aproximadamente 4 m. Contudo, há casos em que a indicação poderia ser alterada quando considerado o efeito do deslocamento do objeto. Estas curvas apresentam uma quantidade muito maior de informações do que somente o valor de ξ obtido para emetropia e poderia ser um bom indicativo visual para auxiliar na escolha do poder refrativo da LIO.

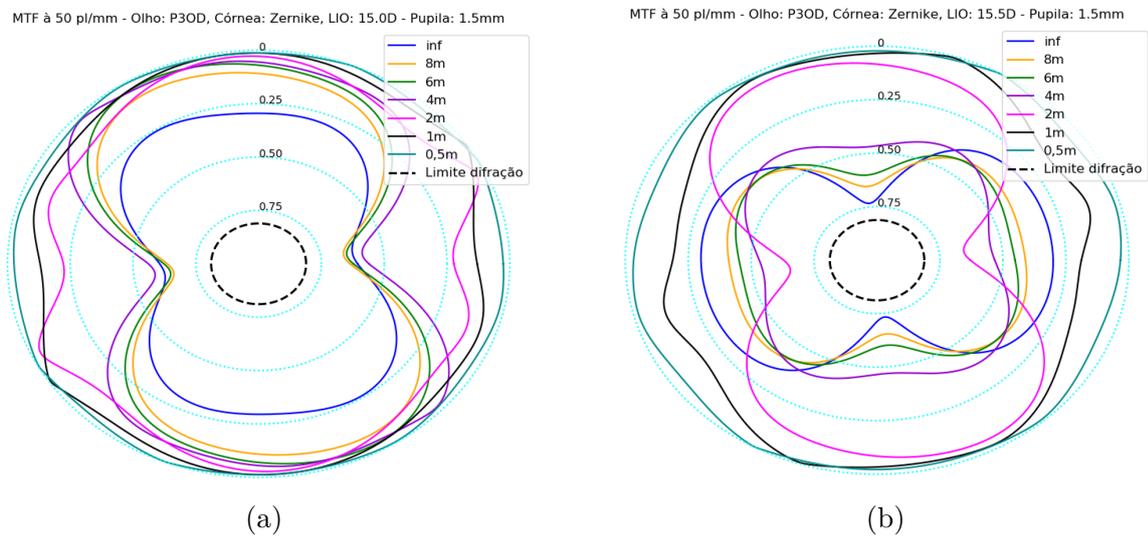


Figura 34 – Curvas de nível da MTF à 50 pl/mm para o olho P3OD com representação da córnea por Zernike e (a) LIO esférica de 15,0 D (b) LIO esférica de 15,5 D.

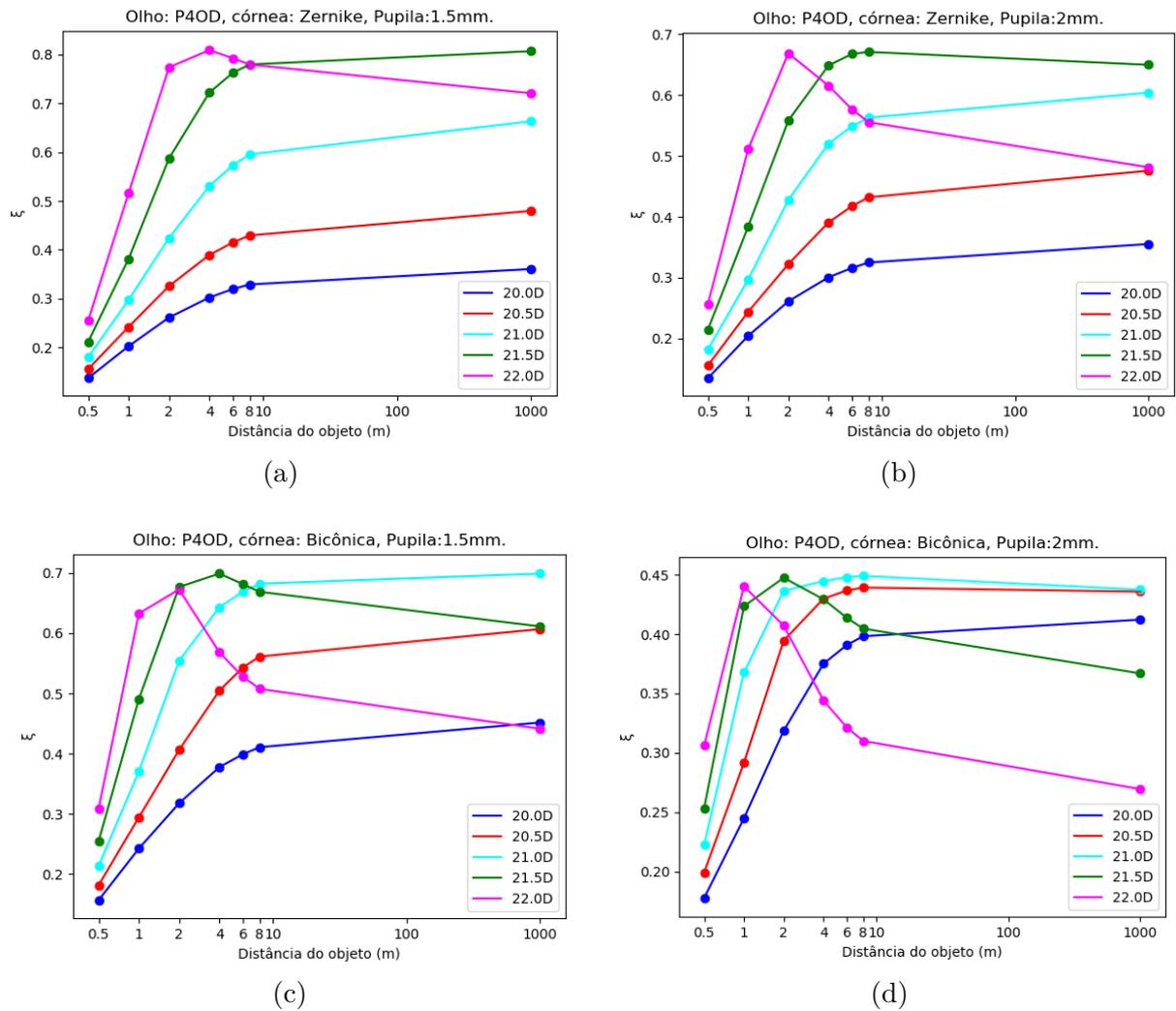


Figura 35 – Variação da distância do objeto considerando as diferentes dioptrias de LIOs empregadas no olho P4OD (a) com córnea representada por Zernike e pupila de 1,5 mm de raio (b) com córnea representada por Zernike e pupila de 2,0 mm de raio (c) com córnea representada por Bicônica e pupila de 1,5 mm de raio (d) com córnea representada por Bicônica e pupila de 2,0 mm de raio.

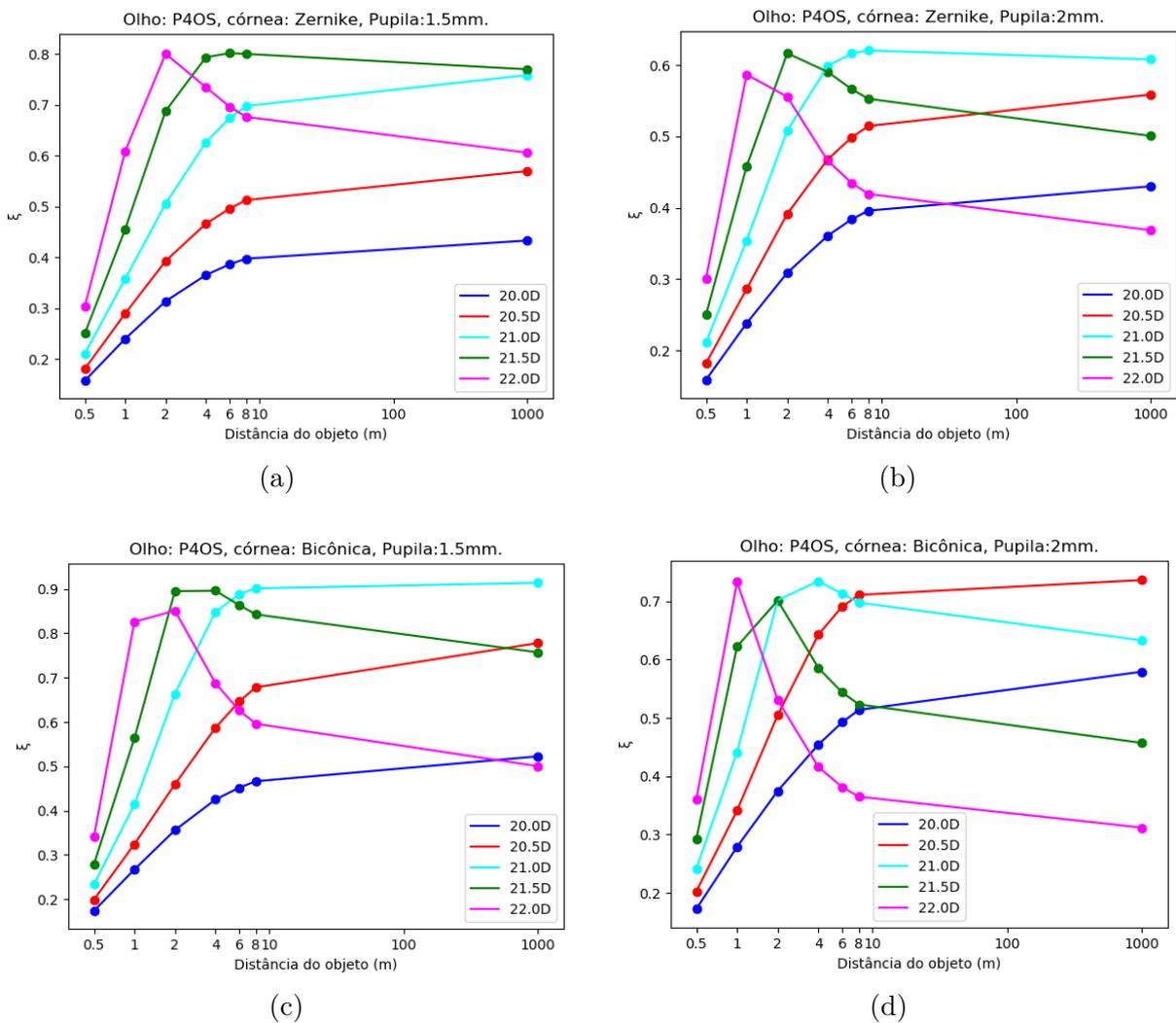


Figura 36 – Variação da distância do objeto considerando as diferentes dioptrias de LIOs empregadas no olho P4OS (a) com córnea representada por Zernike e pupila de 1,5 mm de raio (b) com córnea representada por Zernike e pupila de 2,0 mm de raio (c) com córnea representada por Bicônica e pupila de 1,5 mm de raio (d) com córnea representada por Bicônica e pupila de 2,0 mm de raio.

4.2 LIO Tórica

Nas seções anteriores foram realizadas análises considerando apenas lentes esféricas. Como mencionado anteriormente, dos 10 olhos utilizados neste trabalho, os dois olhos do indivíduo P5 apresentaram astigmatismo corneano acima de 1,5 D. Além destes, os olhos do indivíduo P3 mostraram também efeitos significativos de componentes astigmáticas. Nesta seção são apresentados resultados destes 4 olhos considerando o uso de LIO tórica utilizadas para mitigar o astigmatismo corneano. Também são realizadas análises para diferentes ângulos de alinhamento (θ_t) da LIO tórica para avaliar os efeitos de rotação da lente dentro do saco capsular.

O adicional cilíndrico da LIO tórica foi obtido por meio da diferença do poder refrativo considerando separadamente os raios *steep* e *flat* da córnea, conforme descrito na seção 2.4.1.1, considerando apenas a parte inteira do valor calculado. Já o valor do poder refrativo esférico da LIO tórica foi obtido tomando-se como referência o valor reportado na Tabela 7, reduzido pela metade do adicional cilíndrico calculado. Desta maneira, obteve-se os seguintes valores:

- P3OD - 14,5 D + 1,0 D
- P3OS - 16,5 D + 1,0 D
- P5OD - 18,0 D + 3,0 D
- P5OS - 18,0 D + 3,0 D

Além destes valores, foram consideradas, também, LIOs tóricas com poder refrativo esférico de 0,5 D abaixo e acima do valor calculado.

Inicialmente, foram realizadas simulações para os quatro olhos, considerando diferentes ângulos de alinhamento da LIO dentro do saco capsular, utilizando representação da córnea por meio de polinômios de Zernike. As figuras 37, 38, 39 e 40 exibem os resultados obtidos para os olhos P3OD, P3OS, P5OS e P5OD, respectivamente, considerando aberturas de pupila de 1,5 mm e 2,0 mm de raio.

Nas figuras 37 e 38, que possuem um adicional cilíndrico de 1,0 D para ambos os olhos do indivíduo P3, observa-se uma menor sensibilidade a rotação da LIO em relação aos resultados exibidos nos gráficos das figuras 39 e 40, que possuem adicional cilíndrico de 3,0 D. Além disso, observa-se que a abertura da pupila pode levar a resultados distintos, como pode ser observado na Figura 38, na qual a LIO de 16,5 D + 1,0 D gerou o maior valor de ξ para a pupila de 1,5 mm de raio, enquanto que, para a pupila de 2,0 mm, o maior valor obtido foi com a LIO de 16,0 D + 1,0 D.

A Tabela 8 apresenta os valores máximos obtidos para cada uma das LIOs simuladas, assim como o ângulo de alinhamento do meridiano correspondente ao ponto de máximo.

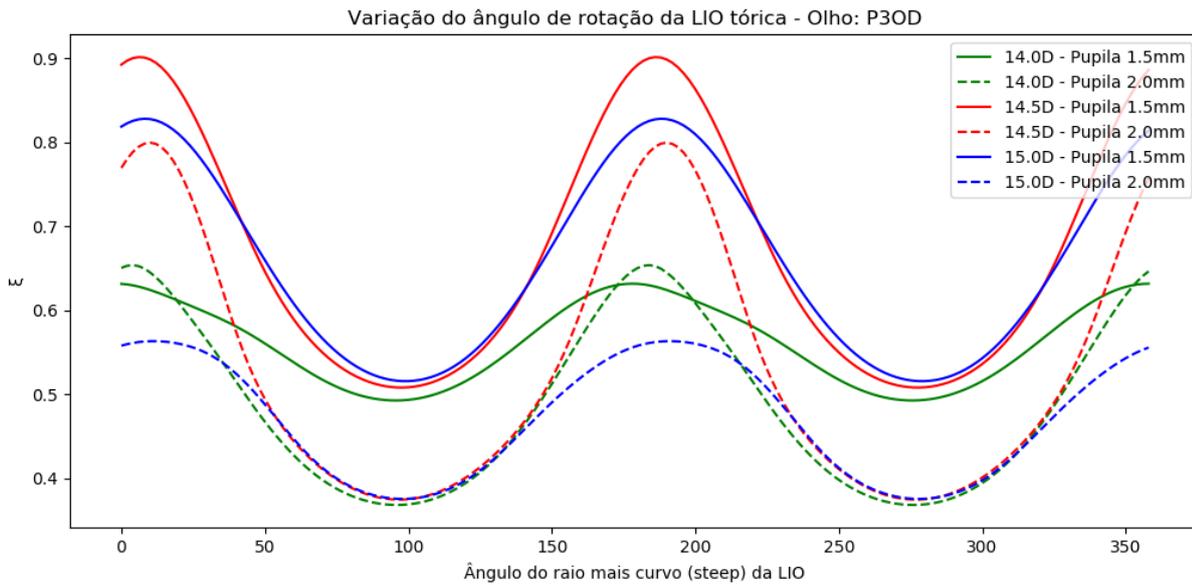


Figura 37 – Variação do valor de ξ com a mudança do ângulo do meridiano de alinhamento da LIO tórica para o olho P3OD, considerando a córnea representada por Zernike, três diferentes dioptrias e dois raios de abertura da pupila.

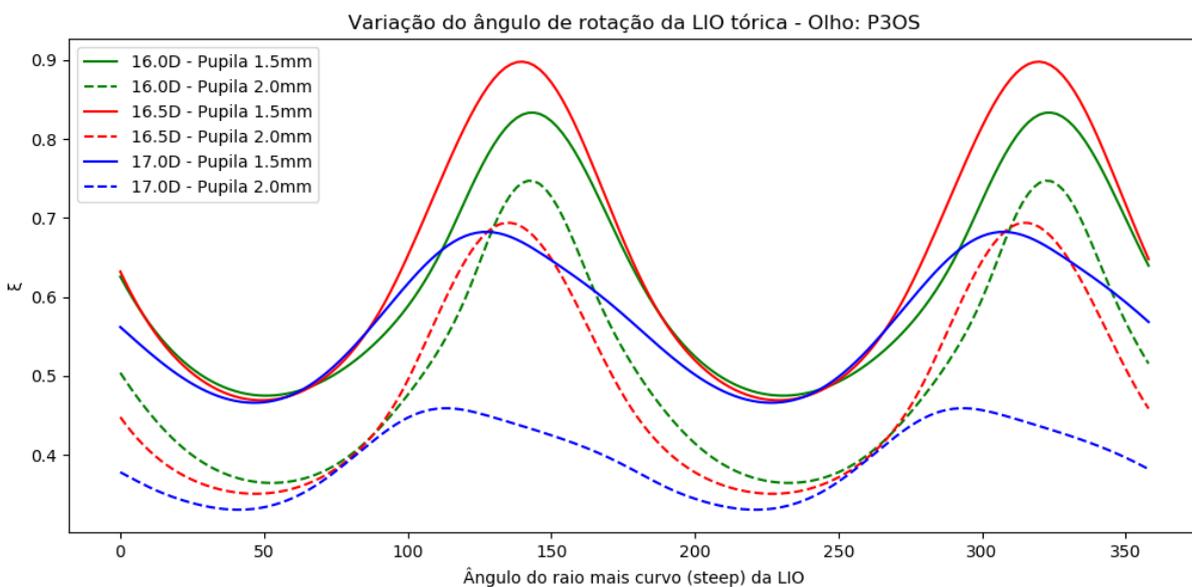


Figura 38 – Variação do valor de ξ com a mudança do ângulo do meridiano de alinhamento da LIO tórica para o olho P3OS, considerando a córnea representada por Zernike, três diferentes dioptrias e dois raios de abertura da pupila.

Observa-se, nas figuras 37, 38, 39 e 40, que o ângulo de máximo valor de ξ pode variar dependendo da LIO. Tal efeito é mais evidente nas figuras 37 e 38. Foi adotado, para as demais simulações, a direção do ângulo θ_t correspondente ao maior valor médio de ξ . Em casos em que o valor de θ_t no ponto de máximo se difere para as diferentes aberturas de pupila, foi adotado o valor médio entre os dois ângulos. Sendo assim, obteve-se os valores de 8° para a LIO de 14,5 D + 1,0 D do olho P3OD, 137° para a LIO de 16,5 D + 1,0 D do olho P3OS, 6° para a LIO de 18,0 D + 3,0 D do olho P5OD e 4° para a LIO de 18,0 D + 3,0 D

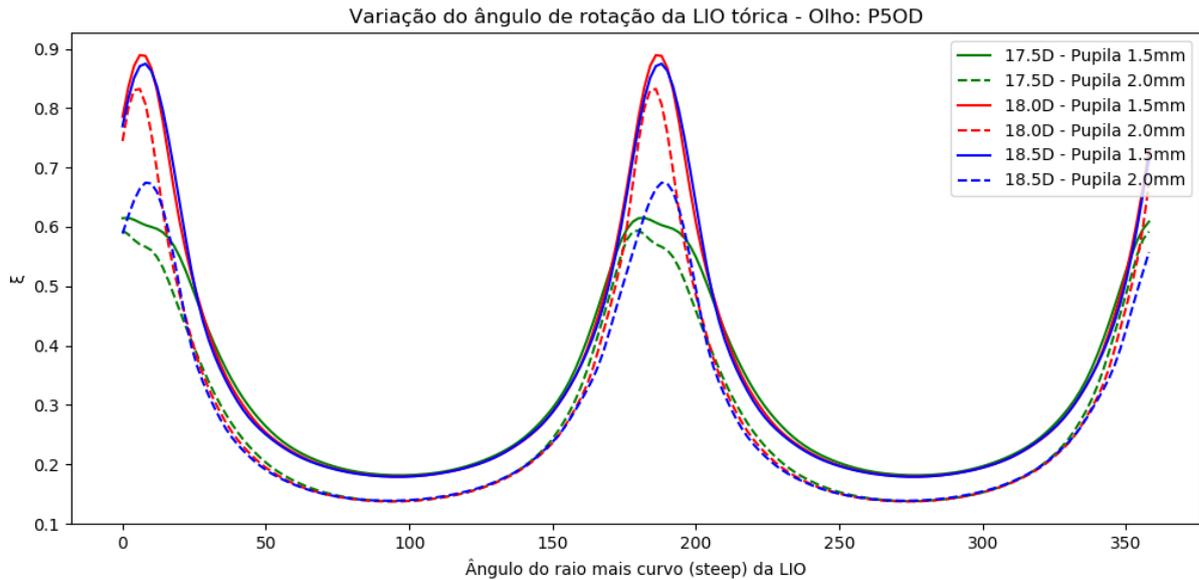


Figura 39 – Variação do valor de ξ com a mudança do ângulo do meridiano de alinhamento da LIO tórica para o olho P5OD, considerando a córnea representada por Zernike, três diferentes dioptrias e dois raios de abertura da pupila.

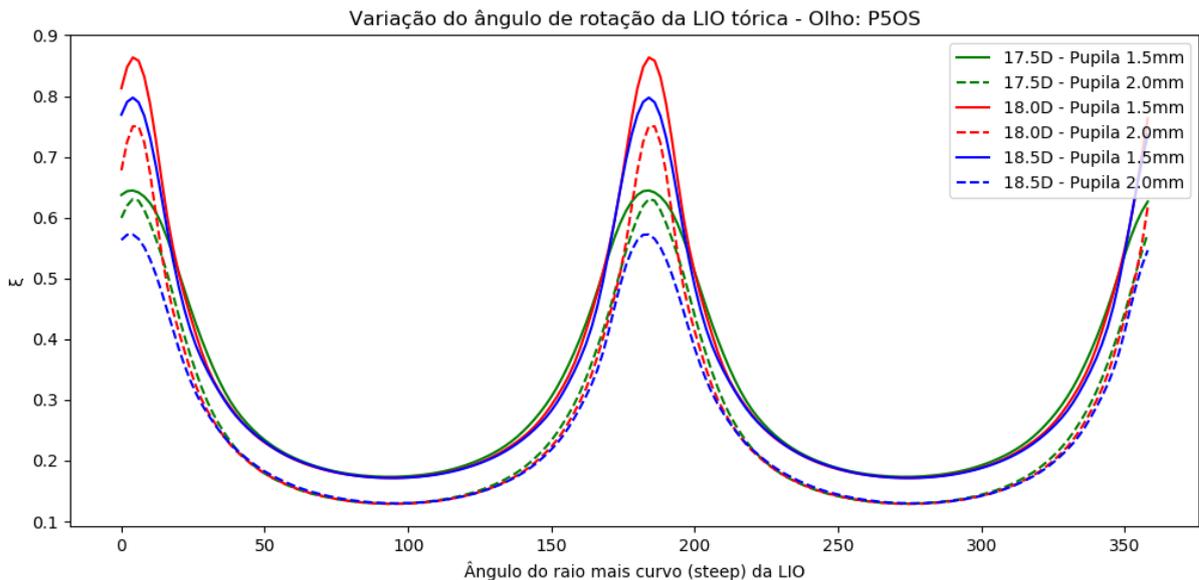


Figura 40 – Variação do valor de ξ com a mudança do ângulo do meridiano de alinhamento da LIO tórica para o olho P5OS, considerando a córnea representada por Zernike, três diferentes dioptrias e dois raios de abertura da pupila.

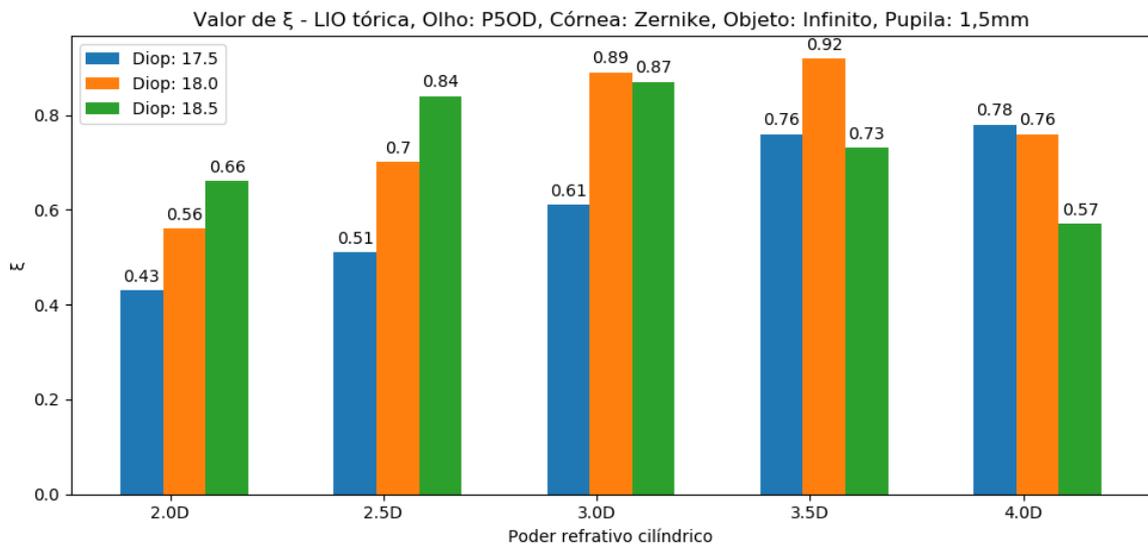
do olho P5OS. Vale ressaltar que as simulações foram realizadas considerando uma variação de ângulo de dois em dois graus.

Para os 4 olhos analisados, o ganho em termos do valor de ξ , para emetropia, foi bastante significativo. Considerando, por exemplo, abertura de pupila de 1,5 mm, o valor saltou de 0,8 para 0,9 e 0,73 para 0,90, respectivamente, para os olhos P3OD e P3OS, que possuem astigmatismo corneano total inferior a 1,0 D.

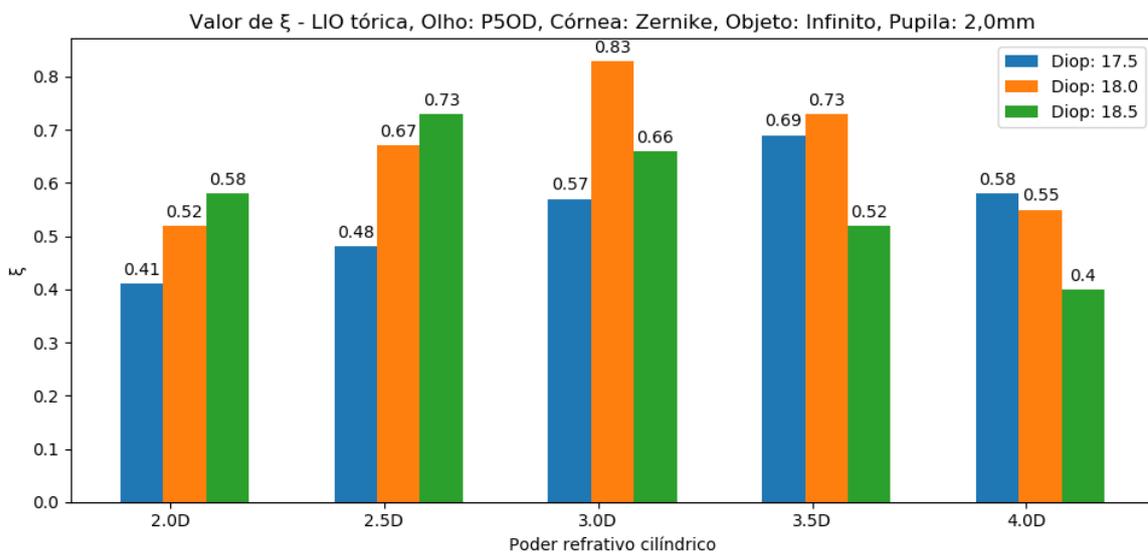
Olho	LIO	Pupila = 1,5 mm		Pupila = 2,0 mm		Média	
		ξ	$\theta_t(^{\circ})$	ξ	$\theta_t(^{\circ})$	ξ	$\theta_t(^{\circ})$
P3OD	14,0 D + 1,0 D	0,63	178	0,65	4	0,640	1
	14,5 D + 1,0 D	0,90	6	0,80	10	0,850	8
	15,0 D + 1,0 D	0,83	8	0,56	12	0,695	10
P3OS	16,0 D + 1,0 D	0,83	144	0,75	142	0,790	143
	16,5 D + 1,0 D	0,90	140	0,69	134	0,795	137
	17,0 D + 1,0 D	0,68	128	0,46	114	0,570	121
P5OD	17,5 D + 3,0 D	0,62	2	0,59	0	0,605	1
	18,0 D + 3,0 D	0,89	6	0,83	6	0,860	6
	18,5 D + 3,0 D	0,87	8	0,67	8	0,770	8
P5OS	17,5 D + 3,0 D	0,64	4	0,63	4	0,635	4
	18,0 D + 3,0 D	0,86	4	0,75	4	0,805	4
	18,5 D + 3,0 D	0,80	4	0,57	4	0,685	4

Tabela 8 – Valor máximo de ξ e do ângulo do meridiano de alinhamento da LIO tórica (θ_t) correspondente a este valor, considerando 3 diferentes valores de poder refrativo esférico. Em negrito estão destacados os valores correspondente a LIO com maior valor de ξ para cada olho analisado, com base na maior média obtida para as duas diferentes aberturas de pupila.

Foram realizadas também simulações considerando uma variação de $\pm 0,5$ D e $\pm 1,0$ D no poder refrativo cilíndrico das lentes utilizadas nos olhos do indivíduo P5 considerando as direções definidas anteriormente. Os gráficos exibidos na Figura 41 mostram os valores de ξ para o olho P5OD considerando lentes tóricas de 3 diferentes dioptrias esférica e 5 valores distintos de adicional refrativo cilíndrico. Observa-se, neste gráfico, que a lente de 18,0 D + 3,5 D apresentou o melhor resultado para pupila de 1,5 mm. Entretanto, o melhor desempenho considerando os dois raios de abertura da pupila foi obtido com a LIO de 18,0 D + 3,0 D.



(a) Pupila de 1,5 mm de raio.

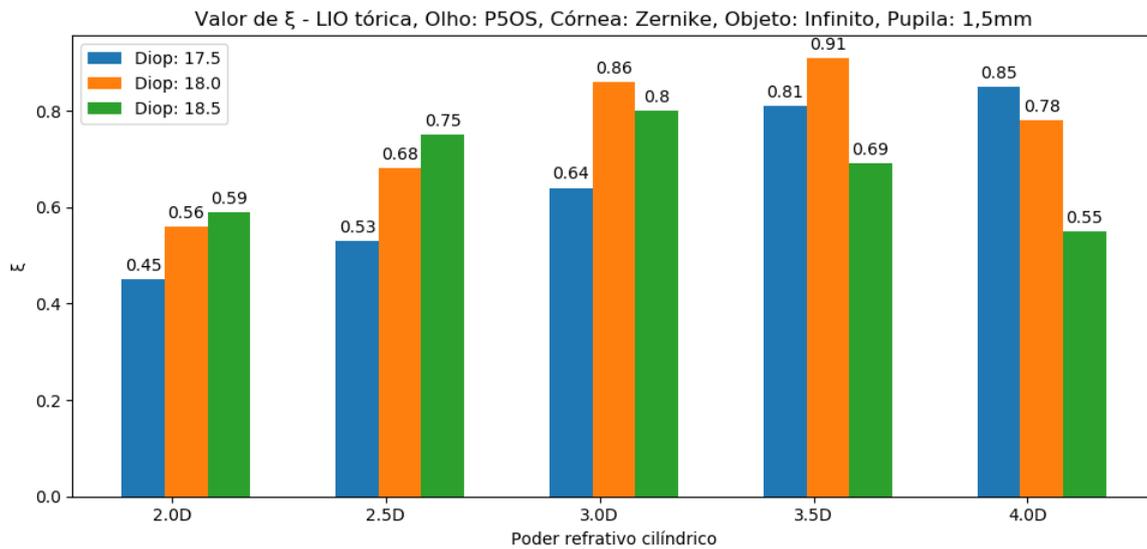


(b) Pupila de 2,0 mm de raio.

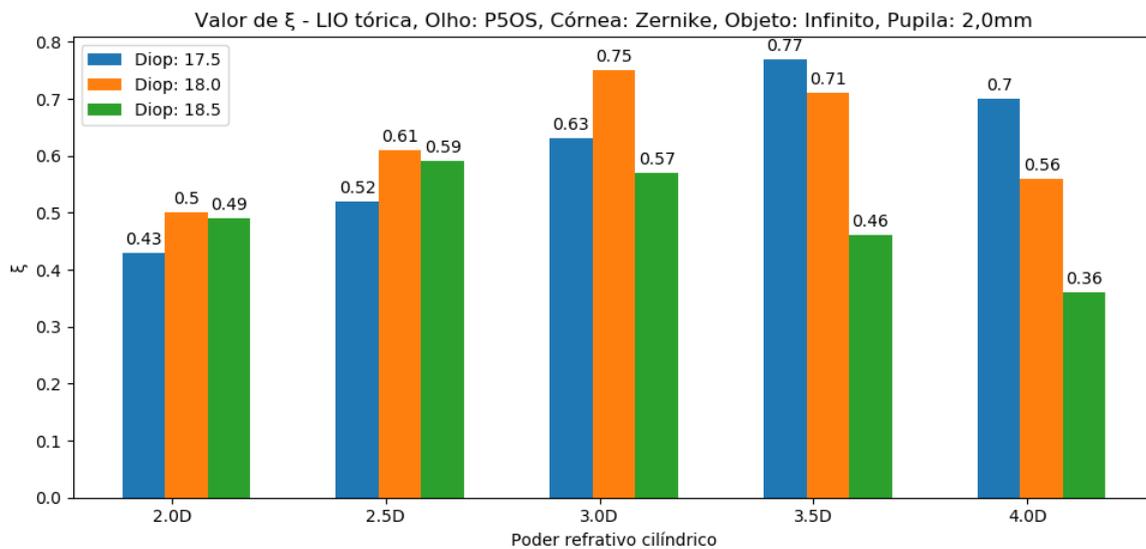
Figura 41 – Valores de ξ para o olho P5OD com representação da córnea por meio de Zernike considerando variação do poder cilíndrico da LIO tórica.

Para o olho P5OS, o maior valor de ξ considerando abertura de pupila de 1,5 mm foi obtido com a LIO de 18,0 D + 3,5 D, como pode ser observado na Figura 42. Esta LIO

também apresentou o maior valor agregado, considerando as duas aberturas de pupila. Contudo, observa-se uma diferença muito pequena no valor agregado considerando as LIOs de 18,0 D + 3,0 D, 17,5 D + 3,5 D e 18,0 D + 3,5 D, que foram, respectivamente, 1,61, 1,58 e 1,62.



(a) Pupila de 1,5 mm de raio.



(b) Pupila de 2,0 mm de raio.

Figura 42 – Valores de ξ para o olho P5OS com representação da córnea por meio de Zernike considerando variação do poder cilíndrico da LIO tórica.

De maneira geral, foi verificado um aumento significativo no valor de ξ nos 4 olhos mais astigmáticos ao se introduzir a LIO tórica para compensação do astigmatismo corneano. Os resultados mostraram também que há significativo aumento da sensibilidade à variação do ângulo do meridiano de alinhamento da LIO tórica dentro do olho a medida em que se aumenta o poder refrativo cilíndrico.

4.3 Variação da posição efetiva da LIO

Todos os resultados apresentados até aqui consideraram a posição da LIO dentro do saco capsular segundo o cálculo proposto por Olsen [33] com valor da constante C igual a 0,42. Sabe-se que uma das maiores fontes de erro do cálculo do poder refrativo de lentes intraoculares está relacionado a capacidade de predição da posição efetiva da lente pós-cirurgia. Desta maneira, foi realizada uma análise considerando os valores extremos da constante C obtidos por Olsen (0,38 e 0,46) para verificar o impacto desta variável nos resultados das simulações.

Os resultados obtidos para os olhos pseudofácicos considerando diferentes valores da constante C estão sumarizados na Tabela 9. Pode-se observar que as variações percentuais no valor de ξ chegaram à -15,56% e -20,29%, para pupilas de 1,5 mm e 2,0 mm de raio, respectivamente. Os resultados apresentados nesta tabela mostram que conseguir estimar, com uma boa precisão, a posição da LIO, seja pelo método da constante de Olsen ou por qualquer outro método, pode implicar em ganhos significativos na acuidade visual ao especificar a lente, como já era esperado.

Olho	LIO	$C = 0,38$				$C = 0,42$		$C = 0,46$			
		1,5 mm		2,0 mm		1,5 mm	2,0 mm	1,5 mm		2,0 mm	
		ξ	(%)	ξ	(%)	ξ	ξ	ξ	(%)	ξ	(%)
P1OD	19,5 D	0,70	-2,78	0,49	-7,55	0,72	0,53	0,70	-2,78	0,53	0
P1OS	19,0 D	0,81	-1,22	0,60	-11,76	0,82	0,68	0,75	-8,54	0,69	1,47
P2OD	20,0 D	0,84	-8,70	0,55	-20,29	0,92	0,69	0,84	-8,70	0,77	11,59
P2OS	20,0 D	0,69	-6,76	0,48	-11,11	0,74	0,54	0,72	-2,70	0,55	1,85
P3OD	14,5 D + 1,0 D	0,92	2,22	0,72	-10,00	0,90	0,80	0,81	-10,00	0,80	0
P3OS	16,5 D + 1,0 D	0,81	-10,00	0,57	-18,57	0,90	0,70	0,92	2,22	0,77	10,00
P4OD	21,5 D	0,79	-2,47	0,57	-12,31	0,81	0,65	0,75	-7,41	0,66	1,54
P4OS	21,0 D	0,83	5,06	0,57	-9,52	0,79	0,63	0,67	-15,19	0,63	0
P5OD	18,0 D + 3,0 D	0,94	4,44	0,80	-4,76	0,90	0,84	0,76	-15,56	0,74	-11,90
P5OS	18,0 D + 3,5 D	0,82	-10,87	0,58	-19,44	0,92	0,72	0,92	0	0,80	11,11

Tabela 9 – Resultados da figura de mérito ξ para 3 diferentes valores da constante C utilizada no cálculo da posição efetiva da LIO e a diferença percentual em relação ao valor da constante C utilizada ($C = 0,42$), considerando aberturas da pupila de 1,5 mm e 2,0 mm.

5 Conclusões e trabalhos futuros

Neste trabalho foi apresentada uma metodologia e uma figura de mérito baseada em MTF que pode auxiliar o cirurgião oftalmologista no cálculo do poder refrativo de lentes intraoculares para cirurgia de catarata. Para a geração da massa de resultados foi desenvolvido um algoritmo para simulação e aquisição automática de dados a partir do uso de bibliotecas disponíveis para integração com o software comercial de traçado de raios utilizado.

Foram analisados 10 olhos de 5 indivíduos, dentre os quais estão dois olhos previamente submetidos a cirurgias refrativas do tipo LASIK e dois olhos com astigmatismo corneano acima de 1,5 D. Códigos desenvolvidos na linguagem de programação Python foram utilizados para obtenção dos coeficientes dos polinômios de Zernike que descrevem a topografia da superfície anterior da córnea, para integração com o traçador de raios Zemax e para a análise dos resultados.

Todos os dados e parâmetros biométricos do olho utilizados no decorrer do trabalho foram obtidos a partir de exames comumente realizados antes da cirurgia de catarata. Dados da topografia da córnea foram obtidos por meio de um tomógrafo corneano que utiliza técnica de imageamento por Scheimpflug e os parâmetros biométricos por meio de um biômetro óptico do tipo OLCR.

Representações da superfície anterior da córnea por meio de polinômios de Zernike, bicônica e esférica foram utilizadas para avaliação dos efeitos das aberrações na acuidade visual no plano da retina, prevista por meio das simulações. Foram utilizados termos dos polinômios de Zernike até a 7^o ordem para a representação da superfície anterior da córnea, no qual obteve-se erros de reconstrução menores que 1/7 do comprimento de onda utilizado (546 nm). Além disso, foi mostrado que este erro de reconstrução pode ser utilizado como critério para o descarte de exames, conferindo maior robustez ao método proposto.

Foi apresentada uma figura de mérito denominada ξ , baseada no valor médio das áreas abaixo das curvas de MTF, considerando diferentes ângulos de campo. Esta figura de mérito permite avaliar a acuidade visual, em relação ao contraste da imagem, a partir de um único valor, uma vez que análises em termos de dioptria tornam-se não triviais quando aberrações de baixa e alta ordem são inseridas no plano da córnea. Estas análises foram realizadas desconsiderando fatores psicofísicos e de neurovisão.

Os resultados mostraram que muitos olhos apresentam significativa diferença nos valores da figura de mérito proposta dependendo do tipo de representação da superfície da córnea, evidenciando que além do astigmatismo e aberração esférica, as demais aberrações da córnea podem impactar significativamente na acuidade visual e na definição do poder

refrativo da LIO.

Verificou-se, também, que a metodologia proposta pode ser utilizada como uma métrica para o cálculo do poder refrativo mais adequado ao olho do paciente, principalmente por apresentar uma alto grau de personalização do olho, se comparado às fórmulas empíricas, que chegaram a indicar poderes refrativos com até 1,0 D de diferença, dependendo da fórmula utilizada. Mostrou-se também que a avaliação da figura de mérito proposta considerando diversas posições do objeto pode trazer informações adicionais relevantes no momento do cálculo do poder refrativo e seleção da LIO.

Para as lentes tóricas foi mostrado visualmente que os efeitos de rotação da LIO dentro do saco capsular são mais significativas quanto maior é o valor do adicional cilíndrico, e que a métrica proposta pode auxiliar não só na escolha do poder refrativo esférico, mas também no cálculo do poder refrativo cilíndrico mais adequado. Além disso, foi avaliado o efeito da variação da posição efetiva da LIO, por meio de ajustes da constante C de Olsen, verificando-se como a variação desta constante impacta na figura de mérito proposta. Tal parâmetro é de extrema importância e deve ser estimado tanto na metodologia proposta quanto nas fórmulas empíricas.

Em todas as análises não foi levado em consideração o efeito das alterações na superfície da córnea em decorrência da incisão cirúrgica. Além disso, devido a indisponibilidade de dados de lentes reais, as simulações foram realizadas com LIOs arbitrárias devido ao fato dos parâmetros construtivos das LIOs não serem fornecidos pelos fabricantes.

Em trabalhos futuros, pretende-se realizar uma análise da deformação da córnea em decorrência da incisão, considerando tanto o tamanho quanto a posição, e posteriormente realizar a subtração dos valores dos pontos de elevação dos exames topográficos da córnea antes da cirurgia e após a cicatrização. Caso seja identificado que a diferença entre as superfícies tenha valores semelhantes dentre os olhos analisados, tal diferença poderia ser adicionada à superfície da córnea antes da decomposição da mesma em polinômios de Zernike, o que traria maior precisão na escolha do poder refrativo da LIO considerando o critério de avaliação do contraste no plano da imagem. Além disso, pretende-se também representar a superfície posterior da córnea por meio de polinômios de Zernike, conferindo ainda maior personalização à metodologia empregada.

Para as curvas de avaliação da figura de mérito considerando o efeito do deslocamento do objeto, pretende-se encontrar um modelo matemático que permita, a partir de uma única curva, inferir o comportamento das demais curvas, considerando variações no poder refrativo, sem a necessidade da realização de inúmeras simulações.

Outro ponto a ser explorado é uma métrica de qualidade relacionada a figura de mérito, indicando o quanto as curvas de MTF, para os diversos ângulos de campo, se distanciam do valor médio entre elas, de maneira que quanto mais próximo de zero for

o valor, menor será a diferença de contraste nas diferentes direções. Tal métrica pode ser representada por meio do desvio padrão médio das curvas, considerando as diversas frequências espaciais amostradas.

Outra possibilidade não explorada neste trabalho está relacionada a priorização do contraste em uma determinada direção como, por exemplo, na vertical, que pode ser incorporado a figura de mérito por meio da adição de pesos diferentes para as várias direções.

Além disso, para efetiva avaliação do método, é necessário obter os parâmetros construtivos das lentes reais usualmente empregadas nas cirurgias de catarata, incluindo também análises com LIOs esféricas, para que modelos mais realísticos do olho pseudofácico sejam simulados e os resultados pós-cirúrgicos comparados, considerando aqueles obtidos por meio de simulação e o método empregado cirurgicamente, por meio do cálculo utilizando fórmulas empíricas.

Referências

- [1] Trindade, Bruno Lovaglio Cançado: *Desempenho Óptico de Lentes Intraoculares: Influência das Alterações de Posicionamento e do Poder Dióptrico*. Tese de Doutorado, Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Minas Gerais, 2017. Citado 3 vezes nas páginas 9, 23 e 24.
- [2] Boreman, Glenn D.: *Modulation Transfer Function in Optical and Electro-Optical Systems*. SPIE—The International Society for Optical Engineering, 2001. Citado 4 vezes nas páginas 9, 32, 33 e 34.
- [3] Wilson, Cynthia Nicole: *A Fully Customizable Anatomically Based Model of the Crystalline Lens*. PhD Thesis, University of Ottawa, Ottawa, Canada, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 23.
- [4] Rogers, Kara: *The Eye: The Physiology of Human Perception (The Human Body)*. Britannica, first edition edição, 2010. Citado na página 21.
- [5] Cholewiak, Steven, Gordon Love, Pratul Srinivasan, Ren Ng e Martin Banks: *Chromablur: rendering chromatic eye aberration improves accommodation and realism*. ACM Transactions on Graphics, 36:1–12, novembro 2017. Citado na página 22.
- [6] Carvalho, Luiz Melk de: *Metodologia de Otimização de Lentes Intraoculares monofocais e multifocais modeladas computacionalmente em modo não sequencial com base em algoritmo genético*. Tese de Mestrado, Escola de Engenharia Elétrica - UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 32.
- [7] Carvalho, Luis Alberto: *Accuracy of Zernike Polynomials in Characterizing Optical Aberrations and the Corneal Surface of the Eye*. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 46(6):1915–1926, junho 2005, ISSN 1552-5783. Citado na página 22.
- [8] Roddier, Nicolas A.: *Atmospheric wavefront simulation using Zernike polynomials*. Optical Engineering, 29(10):1174 – 1180, 1990. Citado na página 22.
- [9] Gureyev, T. E., A. Roberts e K. A. Nugent: *Phase retrieval with the transport-of-intensity equation: matrix solution with use of Zernike polynomials*. J. Opt. Soc. Am. A, 12(9):1932–1941, Sep 1995. Citado na página 22.
- [10] Sheehan, Matthew Thomas: *Eye Modelling for Personalised Intraocular Lens Design*. PhD Thesis, School of Physics, Science Faculty, National University of Ireland, 2012. Citado na página 22.

- [11] Lima Monteiro, Davies William de: *CMOS-based integrated wavefront sensor*. PhD Thesis, Delft University of Technology, Delft, 2002. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 42.
- [12] Corrêa, Eduardo: *Presbiopia: correção clínica ou cirúrgica?* Revista da Faculdade de Ciências Médicas de Sorocaba, 10(2):28–29, 2008. Citado na página 23.
- [13] Ferraz, Caroline Amaral e Norma Allemann: *Técnicas cirúrgicas para correção da presbiopia em pacientes fáxicos*. Arquivos Brasileiros de Oftalmologia, 67:559 – 562, junho 2004. Citado na página 23.
- [14] Sideri, Olympia, Konstantinos T. Tsaousis, He J. Li, Maria Viskadouraki e Ioannis T. Tsinopoulos: *The potential role of nutrition on lens pathology: A systematic review and meta-analysis*. Survey of Ophthalmology, 64, março 2019. Citado na página 24.
- [15] Asbell, Penny A, Ivo Dualan, Joel Mindel, Dan Brocks, Mehdi Ahmad e Seth Epstein: *Age-related cataract*. The Lancet, 365(9459):599 – 609, 2005. Citado na página 24.
- [16] Apple, David J., Nick Mamalis, Katherine Loftfield, Joseph M. Googe, Linda C. Novak, Dolores Kavka Van Norman, Steven E. Brady e Randall J. Olson: *Complications of intraocular lenses. A historical and histopathological review*, Survey of Ophthalmology. Survey of Ophthalmology, 29(1):1–54, 1984. Citado na página 25.
- [17] Davis, Geetha: *The Evolution of Cataract Surgery*. Missouri medicine, 113, 2016. Citado na página 25.
- [18] Yu, Nan, Fengzhou Fang, Bing Wu, Lan Zeng e Ying Cheng: *State of the art of intraocular lens manufacturing*. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 98:1–28, setembro 2018. Citado na página 25.
- [19] Trindade, Bruno, F. Amaral e Davies W. L. Monteiro: *Analysis of the Optical Quality of Spherical and Aspheric Intraocular Lenses in Simulated Nanophthalmic Eyes*. Journal of refractive surgery, 32:193–200, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 51.
- [20] Rocha Lucena, Abrahão da, Daniel da Rocha Lucena, David da Rocha Lucena e Marilhia Teixeira Bueno Machado⁴ Thiciana Barcelos F. Guariguasi, Davyson Sampaio Braga⁴: *Study of asphericity coefficient and longitudinal spherical aberration surface corneal*. Revista Brasileira de Oftalmologia, 2016. Citado na página 26.
- [21] Atchison, David A.: *Design of aspheric intraocular lenses*. Ophthalmic and Physiological Optics, 11(2):137–146, 1991. Citado na página 26.
- [22] Visser, Nienke, Noël J. C. Bauer e Rudy M. M. A. Nuijts: *Toric intraocular lenses: historical overview, patient selection, IOL calculation, surgical techniques, clinical*

- outcomes, and complications.* Journal of Cataract and Refractive Surgery, 39:624–637, 2013. Citado 3 vezes nas páginas 26, 28 e 29.
- [23] Sawusch, Mark R. e David L. Guyton: *Optimal Astigmatism to Enhance Depth of Focus after Cataract Surgery.* Ophthalmology, 98(7):1025 – 1029, 1991. Citado na página 27.
- [24] Novis, Clive: *Astigmatism and toric intraocular lenses.* Current opinion in ophthalmology, 11:47–50, março 2000. Citado 3 vezes nas páginas 27, 59 e 63.
- [25] Montés-Micó, Robert e Jorge Alió: *Distance and near contrast sensitivity function after multifocal intraocular lens implantation.* Journal of cataract and refractive surgery, 29:703–11, maio 2003. Citado na página 27.
- [26] Packer, Mark: *Multifocal intraocular lens technology: biomaterial, optical design and review of clinical outcomes.* Expert Review of Ophthalmology, 6(4):437–448, 2011. Citado na página 27.
- [27] Olsen, Thomas: *Calculation of intraocular lens power: A review.* Acta ophthalmologica Scandinavica, 85:472–85, agosto 2007. Citado na página 28.
- [28] Holladay, J. T., K. H. Musgrove, T. C. Prager, J. W. Lewis, T. Y. Chandler e R. S. Ruiz: *A three-part system for refining intraocular lens power calculations.* Journal of Cataract and Refractive Surgery, 14:17–24, 1988. Citado na página 28.
- [29] Shammas, H. John: *Intraocular Lens Power Calculations.* SLACK Incorporated, 2004. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 29.
- [30] Hoffer, K. J.: *The Hoffer Q formula: A comparison of theoretic and regression formulas.* Journal of Cataract and Refractive Surgery, 19:700–712, 1993. Citado na página 28.
- [31] Barrett, G. D.: *An improved universal theoretical formula for intraocular lens power prediction.* Journal of Cataract and Refractive Surgery, 19:713–720, 1993. Citado na página 28.
- [32] Shammas, H. J.: *Intraocular lens power calculations.* Slack Incorporated, páginas 27–40, 2004. Citado na página 28.
- [33] Olsen, Thomas: *C constant: New concept for ray tracing-assisted intraocular lens power calculation.* Journal of Cataract and Refractive Surgery, 40(5):764 – 773, 2014. Citado 3 vezes nas páginas 29, 40 e 75.
- [34] Sanders, Donald R. e Manus C. Kraff: *Improvement of intraocular lens power calculation using empirical data.* American Intra-Ocular Implant Society Journal, 6(3):263 – 267, 1980. Citado na página 29.

- [35] Sanders, Donald R., John Retzlaff e Manus C. Kraff: *Comparison of the SRK IITM formula and other second generation formulas*. Journal of Cataract and Refractive Surgery, 14(2):136 – 141, 1988. Citado na página 29.
- [36] Retzlaff, J. A., D. R. Sanders e M. C. Kraff: *Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula*. Journal of Cataract and Refractive Surgery, 16:333–340, 1990. Citado na página 29.
- [37] Langenbucher, Achim, Sven Reese, Tomas Sauer e Berthold Seitz: *Matrix-based calculation scheme for toric intraocular lens*. Ophthalmic and physiological optics: the journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists), 24:511–9, dezembro 2004. Citado na página 29.
- [38] Langenbucher, Achim e Berthold Seitz: *Computerized calculation scheme for toric intraocular lenses*. Acta ophthalmologica Scandinavica, 82:270–6, julho 2004. Citado na página 30.
- [39] Thibos, Larry N., William Wheeler e Douglas Horner: *Power vectors: an application of Fourier analysis to the description and statistical analysis of refractive error*. Optometry and Vision Science, 74(3):367–375, 1997. Citado na página 30.
- [40] Hoffmann, Peter, Sebastian Auel e Werner Hütz: *Results of higher power toric intraocular lens implantation*. Journal of cataract and refractive surgery, 37:1411–8, junho 2011. Citado na página 30.
- [41] Norrby, Sverker: *Sources of error in intraocular lens power calculation*. Journal of Cataract and Refractive Surgery, 34(3):368 – 376, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 40.
- [42] Aristodemou, Petros, Nathaniel E. Knox Cartwright, John M. Sparrow e Robert L. Johnston: *Formula choice: Hoffer Q, Holladay 1, or SRK/T and refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery with biometry by partial coherence interferometry*. Journal of cataract and refractive surgery, 37:63–71, janeiro 2011. Citado na página 31.
- [43] Seitz, Berthold, Achim Langenbucher, Nhung X Nguyen, Murat M Kus e Michael Kühle: *Underestimation of intraocular lens power for cataract surgery after myopic photorefractive keratectomy*. Ophthalmology, 106(4):693 – 702, 1999. Citado na página 31.
- [44] Gimbel, Howard e Ran Sun: *Accuracy and predictability of intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis*. Journal of cataract and refractive surgery, 27:571–6, maio 2001. Citado na página 31.

- [45] Ghiasian, Leila, Navid Abolfathzadeh, Navid Manafi e Ali Hadavandkhani: *Intraocular lens power calculation in keratoconus: a review of literature*. Journal of Current Ophthalmology, 31, março 2019. Citado na página 31.
- [46] Preussner, Paul Rolf, Jochen Wahl, Hedro Lahdo, Burkhard Dick e Oliver Findl: *Ray tracing for intraocular lens calculation*. Journal of Cataract and Refractive Surgery, 28(8):1412 – 1419, 2002. Citado na página 31.
- [47] Preussner, Paul Rolf, Jochen Wahl, Hedro Lahdo, Burkhard Dick e Oliver Findl: *Accuracy of intraocular lens calculation with ray tracing*. Journal of refractive surgery, 2012. Citado na página 31.
- [48] Minami, Keiichiro, Yasushi Kataoka, Jiro Matsunaga, Shinichiro Ohtani, Masato Honbou e Kazunori Miyata: *Ray-tracing intraocular lens power calculation using anterior segment optical coherence tomography measurements*. Journal of Cataract and Refractive Surgery, páginas 1758–1763, 2012. Citado na página 31.
- [49] Ghoreyshi, Mohammad, Ahmadreza Khalilian, Mohammadreza Peyman, Mohadeseh Mohammadinia e Alireza Peyman: *Comparison of OKULIX ray-tracing software with SRK-T and Hoffer-Q formula in intraocular lens power calculation*. Journal of Current Ophthalmology, 30, outubro 2017. Citado na página 31.
- [50] Holst, Gerald C.: *Imaging system fundamentals*. Optical Engineering, 50(5):1 – 11, 2011. Citado na página 33.
- [51] Harvey, James E: *Parametric analysis of the effect of scattered light upon the modulation transfer function*. Em Johnson, R. Barry, Virendra N. Mahajan e Simon Thibault (editores): *Current Developments in Lens Design and Optical Engineering XIV*, volume 8841, páginas 216 – 230. International Society for Optics and Photonics, SPIE, 2013. Citado na página 33.
- [52] Jia, Han, Lijun Lu e Yiqing Cao: *Modulation transfer function of a fish-eye lens based on the sixth-order wave aberration theory*. Appl. Opt., 57(2):314–321, Jan 2018. Citado na página 33.
- [53] Fan, Rachel, Tommy Chan, Gaurav Prakash e Vishal Jhanji: *Applications of corneal topography and tomography: a review*. Clinical and Experimental Ophthalmology, 46, dezembro 2017. Citado na página 37.
- [54] Belin, Michael W. e Stephen S. Khachikian: *An introduction to understanding elevation-based topography: how elevation data are displayed - a review*. Clinical and Experimental Ophthalmology, 2008. Citado na página 37.

-
- [55] Abreu, Rodrigo, Luciana P. Salles, Davies W. L. Monteiro, Pablo N. A. Belmonte e Bruno L. C. Trindade: *Use of the Modulation Transfer Function (MTF) to Aid in the Prescription of Intraocular Lenses*. Conferência SBFOTON, 2019. Citado na página 51.
- [56] Guillon, Michel, Kathryn Dumbleton, Panagiotis Theodoratos, Marine Gobbe, C Wooley e Kurt Moody: *The Effects of Age, Refractive Status, and Luminance on Pupil Size*. Optometry and vision science: official publication of the American Academy of Optometry, 93, maio 2016. Citado na página 53.
- [57] Olsen, Thomas: *On the calculation of power from curvature of the cornea*. The British journal of ophthalmology, 70:152–4, março 1986. Citado na página 61.

Apêndices

APÊNDICE A – Parâmetros construtivos das LIOs

A Tabela 10 apresenta os parâmetros construtivos das lentes intraoculares esféricas arbitrárias utilizadas nas simulações. O índice de refração utilizado foi de 1,492, que corresponde ao índice de refração do material PMMA - *Polymethyl methacrylate*, para o comprimento de onda utilizado (546 nm). As lentes foram criadas de maneira a manter uma espessura central igual a 0,4 mm.

Poder refrativo (D)	Espessura Central (mm)	Raio de curvatura da superfície anterior (mm)	Raio de curvatura da superfície posterior (mm)
14,0	0,8091	22,101	-22,101
14,5	0,8239	21,337	-21,337
15,0	0,8387	20,624	-20,624
15,5	0,8536	19,956	-19,956
16,0	0,8684	19,33	-19,33
16,5	0,8833	18,742	-18,742
17,0	0,8982	18,189	-18,189
17,5	0,9132	17,667	-17,667
18,0	0,9281	17,174	-17,174
18,5	0,9431	16,708	-16,708
19,0	0,9581	16,266	-16,266
19,5	0,9731	15,847	-15,847
20,0	0,9882	15,449	-15,449
20,5	1,0033	15,07	-15,07
21,0	1,0184	14,709	-14,709
21,5	1,0335	14,365	-14,365
22,0	1,0487	14,037	-14,037

Tabela 10 – Tabela de parâmetros das LIOs esféricas utilizadas nas simulações.

A Tabela 11 apresenta os parâmetros das LIOs tóricas arbitrárias utilizadas nas simulações.

Poder refrativo	Espessura Central (mm)	Raio de curvatura da superfície anterior (mm)	Raio <i>flat</i> da superfície posterior (mm)	Raio <i>steep</i> da superfície posterior (mm)
14,0 D + 1,0 D	0,8091	22,101	-22,101	-19,331
14,5 D + 1,0 D	0,8239	21,337	-21,337	-18,743
15,0 D + 1,0 D	0,8387	20,624	-20,624	-18,190
15,5 D + 1,0 D	0,8536	19,956	-19,956	-17,669
16,0 D + 1,0 D	0,8684	19,330	-19,330	-17,176
16,5 D + 1,0 D	0,8833	18,742	-18,742	-16,710
17,0 D + 1,0 D	0,8982	18,189	-18,189	-16,268
17,5 D + 1,0 D	0,9132	17,667	-17,667	-15,849
17,5 D + 2,0 D	0,9132	17,667	-17,667	-14,372
17,5 D + 2,5 D	0,9132	17,667	-17,667	-13,732
17,5 D + 3,0 D	0,9132	17,667	-17,667	-13,146
17,5 D + 3,5 D	0,9132	17,667	-17,667	-12,609
17,5 D + 4,0 D	0,9132	17,667	-17,667	-12,113
18,0 D + 2,0 D	0,9281	17,174	-17,174	-14,043
18,0 D + 2,5 D	0,9281	17,174	-17,174	-13,431
18,0 D + 3,0 D	0,9281	17,174	-17,174	-12,871
18,0 D + 3,5 D	0,9281	17,174	-17,174	-12,355
18,0 D + 4,0 D	0,9281	17,174	-17,174	-11,879
18,5 D + 2,0 D	0,9431	16,708	-16,708	-13,729
18,5 D + 2,5 D	0,9431	16,708	-16,708	-13,144
18,5 D + 3,0 D	0,9431	16,708	-16,708	-12,606
18,5 D + 3,5 D	0,9431	16,708	-16,708	-12,111
18,5 D + 4,0 D	0,9431	16,708	-16,708	-11,653

Tabela 11 – Tabela de parâmetros das LIOs tóricas utilizadas nas simulações.

APÊNDICE B – Tabela de parâmetros dos olhos simulados

A Tabela 12 apresenta os parâmetros biométricos dos olhos utilizados no desenvolvimento do trabalho.

Olho	P1OD	P1OS	P2OD	P2OS	P3OD
Comprimento axial (mm)	24,83	24,97	24,79	24,79	25,42
Espessura Córnea (mm)	0,51	0,52	0,56	0,56	0,55
ACD (mm)	3,50	3,55	3,29	3,23	3,59
Espessura Cristalino (mm)	3,87	3,88	4,50	4,47	3,97
Raio <i>flat</i> córnea anterior (mm)	8,21	8,20	8,16	8,23	7,90
Raio <i>steep</i> córnea anterior (mm)	8,07	8,12	8,12	8,12	7,73
Cônica córnea anterior	-0,32	-0,32	-0,15	-0,11	-0,33
Direção <i>flat</i> córnea anterior (°)	160,70	30,7	18,6	55,9	6,6
Raio <i>flat</i> córnea posterior (mm)	6,93	7,01	6,70	6,83	6,82
Raio <i>steep</i> córnea posterior (mm)	6,77	6,88	6,49	6,58	6,40
Cônica córnea posterior (mm)	-0,26	-0,27	-0,57	-0,57	-0,52
Direção <i>flat</i> córnea posterior (°)	16,9	173,2	11,7	7,2	5,6
Olho	P3OS	P4OD	P4OS	P5OD	P5OS
Comprimento axial (mm)	25,0	24,48	24,31	23,95	24,22
Espessura Córnea (mm)	0,56	0,57	0,58	0,48	0,48
ACD (mm)	3,55	3,70	3,66	3,41	3,34
Espessura Cristalino (mm)	4,01	3,64	3,71	3,55	3,79
Raio <i>flat</i> córnea anterior (mm)	7,94	8,17	8,02	8,00	8,14
Raio <i>steep</i> córnea anterior (mm)	7,76	7,99	7,92	7,61	7,68
Cônica córnea anterior	-0,28	0,42	0,31	-0,28	-0,25
Direção <i>flat</i> córnea anterior (°)	147,1	8,30	152,0	5,1	5,7
Raio <i>flat</i> córnea posterior (mm)	6,82	6,61	6,33	6,65	6,79
Raio <i>steep</i> córnea posterior (mm)	6,41	5,85	5,90	6,22	6,27
Cônica córnea posterior (mm)	-0,51	-0,27	-0,26	-0,46	-0,40
Direção <i>flat</i> córnea posterior (°)	153,3	5,7	170,5	2,6	8,4

Tabela 12 – Parâmetros biométricos dos olhos utilizados no trabalho.

A Tabela 13 apresenta os valores de Zernike obtidos por meio da reconstrução considerando um raio de normalização de 3 mm. Os valores dos termos contidos na tabela estão arredondados na terceira casa decimal.

Olho	P1OD	P1OS	P2OD	P2OS	P3OD	P3OS	P4OD	P4OS	P5OD	P5OS
Z_0^0 (μm)	283,028	282,129	282,940	281,693	294,994	293,635	285,919	289,887	295,456	291,690
Z_1^{-1} (μm)	1,154	0,954	-0,814	-4,409	-0,755	-4,599	6,448	7,421	-1,084	-1,261
Z_1^1 (μm)	-2,347	1,169	2,910	-0,895	-2,033	0,948	-0,905	2,639	-0,787	3,088
Z_2^{-2} (μm)	1,103	-0,824	-0,485	-1,543	-0,808	2,792	-0,385	0,963	-0,413	-1,830
Z_2^0 (μm)	165,291	164,583	165,238	164,374	172,136	171,344	167,643	170,151	172,135	170,118
Z_2^2 (μm)	-1,879	-0,899	-0,436	0,568	-2,950	-1,578	-2,578	-1,588	-6,039	-7,077
Z_3^{-3} (μm)	-0,256	-0,373	-0,348	-0,128	-0,228	-0,165	-0,345	-0,596	0,569	0,357
Z_3^{-1} (μm)	0,114	0,106	-0,132	-0,661	-0,201	-0,710	1,126	1,246	0,068	0,029
Z_3^1 (μm)	-0,297	0,099	0,421	-0,157	-0,324	0,156	-0,059	0,203	-0,243	0,394
Z_3^3 (μm)	-0,009	0,081	-0,152	0,157	0,358	-0,468	0,288	-0,557	-0,004	0,235
Z_4^{-4} (μm)	0,264	-0,161	0,076	-0,086	0,085	-0,151	-0,080	-0,025	-0,134	0,127
Z_4^{-2} (μm)	-0,063	0,076	-0,018	0,001	-0,107	0,144	0,138	-0,114	0,295	-0,183
Z_4^0 (μm)	1,448	1,357	1,469	1,385	1,409	1,438	2,212	2,272	1,306	1,405
Z_4^2 (μm)	-0,153	-0,177	0,061	-0,036	-0,192	-0,174	-0,050	-0,292	0,095	-0,048
Z_4^4 (μm)	0,129	0,093	-0,044	0,155	-0,166	-0,003	0,044	-0,034	-0,164	-0,142
Z_5^{-5} (μm)	-0,040	-0,011	-0,010	-0,045	-0,040	0,083	-0,075	-0,033	-0,028	-0,009
Z_5^{-3} (μm)	-0,108	-0,134	-0,001	-0,030	-0,057	-0,093	-0,078	-0,052	0,078	-0,037
Z_5^{-1} (μm)	0,068	0,188	-0,095	-0,030	0,079	0,072	0,132	0,189	0,110	0,128
Z_5^1 (μm)	-0,025	0,003	-0,032	0,010	-0,002	0,081	0,107	-0,119	0,046	-0,050
Z_5^3 (μm)	0,039	-0,012	-0,010	0,029	0,052	-0,098	0,026	0,048	-0,070	0,065
Z_5^5 (μm)	-0,009	0,014	0,098	0,003	-0,025	0,092	-0,054	0,091	-0,134	0,018
Z_6^{-6} (μm)	-0,007	0,032	0,010	0,017	0,020	-0,052	-0,017	-0,045	-0,024	0,008
Z_6^{-4} (μm)	-0,048	0,031	-0,010	0,002	-0,003	0,015	0,007	0,087	0,084	-0,043
Z_6^{-2} (μm)	0,000	-0,015	-0,003	0,024	0,009	0,003	-0,015	-0,062	-0,043	0,007
Z_6^0 (μm)	-0,010	0,037	0,009	0,033	-0,001	0,028	0,188	0,098	0,087	0,068
Z_6^2 (μm)	0,004	-0,014	-0,017	-0,023	0,076	0,039	0,023	0,099	-0,010	-0,026
Z_6^4 (μm)	-0,023	-0,014	0,010	-0,034	0,000	0,006	-0,016	0,040	0,030	0,046
Z_6^6 (μm)	0,014	0,020	0,034	0,012	0,039	-0,063	-0,003	-0,073	-0,035	-0,023
Z_7^{-7} (μm)	0,013	0,006	-0,038	-0,041	0,014	-0,016	0,026	-0,039	-0,032	-0,003
Z_7^{-5} (μm)	-0,007	-0,002	0,009	0,024	-0,013	0,001	0,041	0,050	0,032	0,001
Z_7^{-3} (μm)	0,028	0,028	-0,009	-0,003	0,032	0,011	-0,010	-0,046	-0,002	0,017
Z_7^{-1} (μm)	-0,027	-0,046	0,020	0,003	-0,035	-0,007	0,019	0,023	-0,018	-0,022
Z_7^1 (μm)	0,000	0,007	0,014	-0,011	-0,010	-0,028	-0,008	0,039	-0,012	0,014
Z_7^3 (μm)	-0,005	0,004	0,011	-0,013	-0,009	0,029	-0,012	-0,001	0,031	-0,023
Z_7^5 (μm)	0,001	-0,005	-0,004	0,010	0,006	-0,025	0,031	-0,024	0,015	-0,013
Z_7^7 (μm)	0,040	0,005	-0,047	-0,003	-0,024	0,087	-0,002	0,048	-0,024	0,037

Tabela 13 – Valores dos coeficientes dos polinômios de Zernike obtidos na reconstrução utilizando 36 termos.

Anexos

ANEXO A – Resultados dos exames biométricos e de topografia da córnea

Os parâmetros biométricos e poder refrativo da LIO do indivíduo P3 foram obtidos por meio dos relatórios apresentados na Figura 43. Os dados da parte anterior e posterior da córnea dos olhos P3OD e P3OS estão mostrados nas figuras 44 e 45, respectivamente.

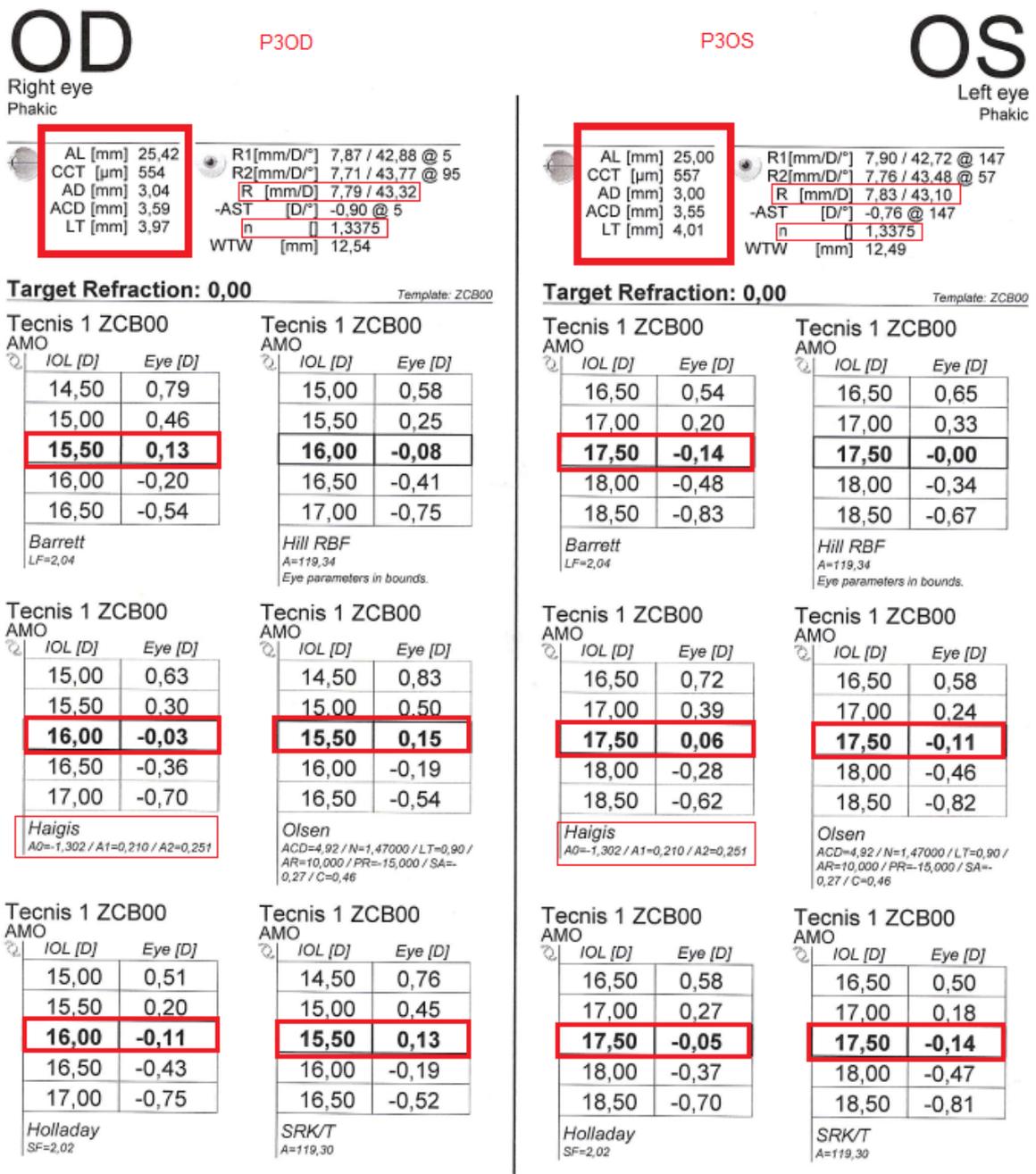


Figura 43 – Resultados reportados pelo biômetro Lenstar LS 900 para o indivíduo P3.

OCULUS - PENTACAM 4 Maps Refractive

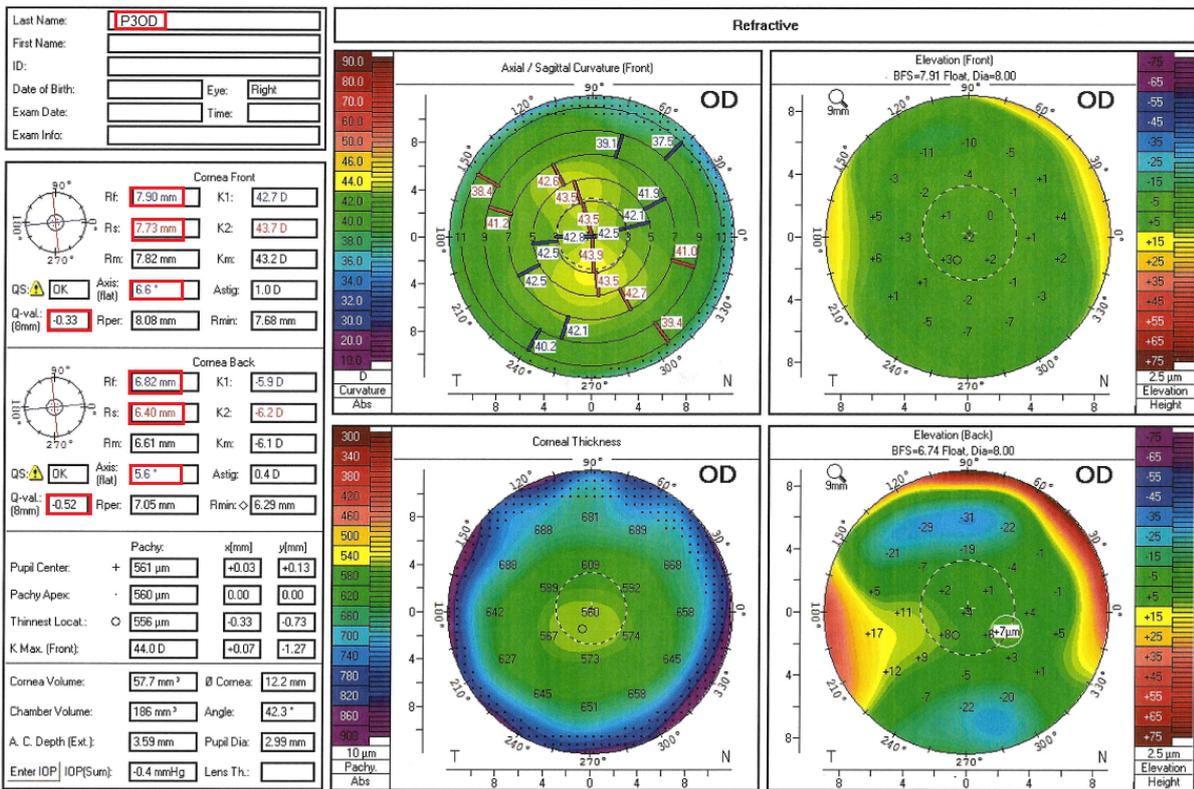


Figura 44 – Resultados da córnea do olho P30D obtidos com o tomógrafo corneano Oculus Pentacam.

OCULUS - PENTACAM 4 Maps Refractive

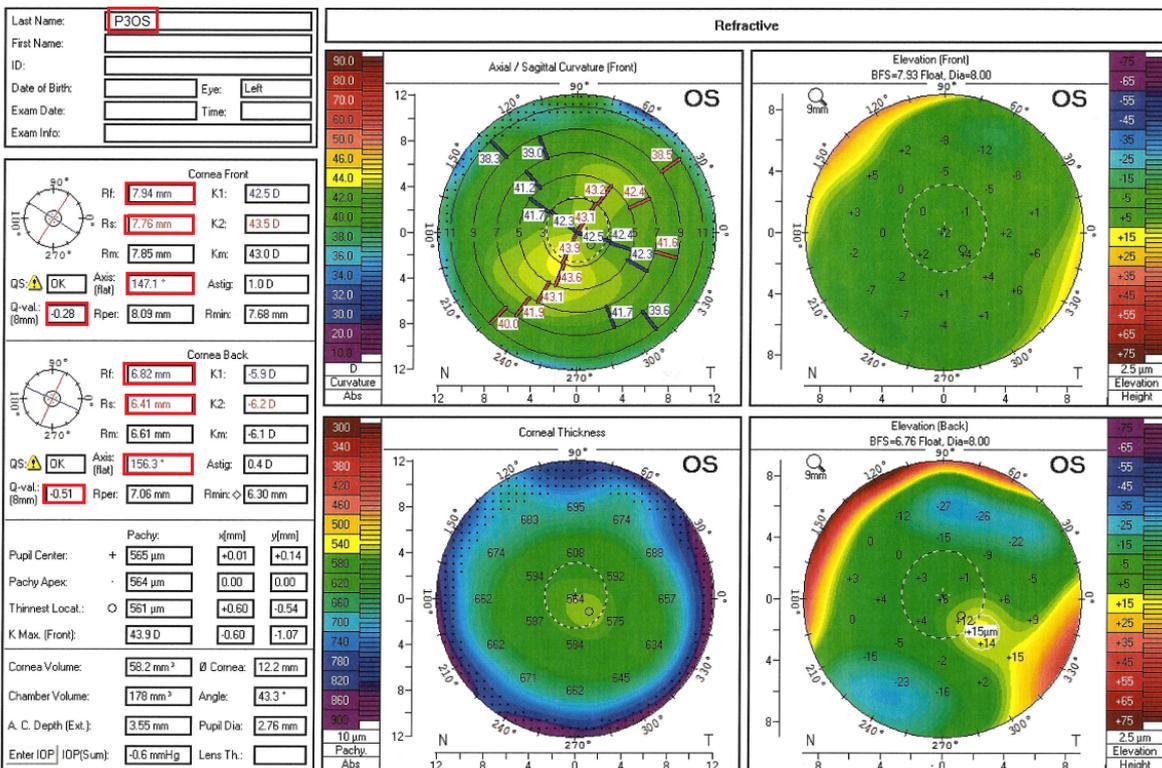


Figura 45 – Resultados da córnea do olho P30S obtidos com o tomógrafo corneano Oculus Pentacam.