

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

DANIEL FERREIRA FILGUEIRAS

**Plataforma Computacional para Projeto de Lente de Contato
Escleral Personalizada**

BELO HORIZONTE

2015

DANIEL FERREIRA FILGUEIRAS

**Plataforma Computacional para Projeto de Lente de Contato
Escleral Personalizada**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação do departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte integrante dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientadora: Profa. Dra. Luciana Pedrosa Salles

BELO HORIZONTE

2015

F481p

Filgueiras, Daniel Ferreira.

Plataforma computacional para projeto de lente de contato escleral personalizada [manuscrito] / Daniel Ferreira Filgueiras. – 2015.
90 f., enc.: il.

Orientadora: Luciana Pedrosa Salles.

Dissertação (mestrado) Universidade Federal de Minas Gerais,
Escola de Engenharia.

Inclui bibliografia.

1. Engenharia elétrica - Teses. 2. Algoritmos genéticos - Teses. I.
Salles, Luciana Pedrosa. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola
de Engenharia. III. Título.

CDU: 621.3(043)

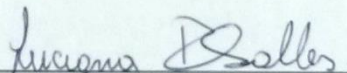
"Plataforma Computacional para Projeto de Lente de Contato
Escleral Personalizada"

Daniel Ferreira Filgueiras

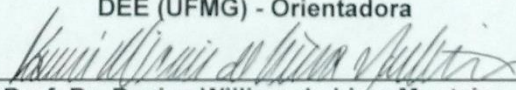
Dissertação de Mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 03 de julho de 2015.

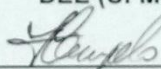
Por:



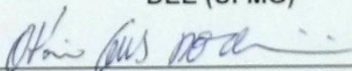
Prof. Dr^a. Luciana Pedrosa Salles
DEE (UFMG) - Orientadora



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



Prof. Dr. Felipe Campelo França Pinto
DEE (UFMG)



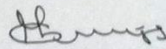
Dr. Otávio Gomes de Oliveira
(Mediphacos LTDA)

"Plataforma Computacional para Projeto de Lente de Contato Escleral Personalizada"

Daniel Ferreira Filgueiras

Dissertação de Mestrado apresentada ao colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais em 03 de julho de 2015.

Convidado Especial:



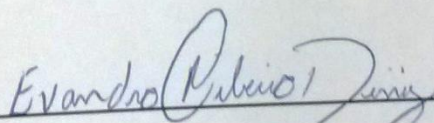
Eng. Marcelo Duarte Camargos
(Diretor Industrial da Mediphacos LTDA)

“Plataforma Computacional para Projeto de Lente de Contato Escleral Personalizada”

Daniel Ferreira Filgueiras

Dissertação de Mestrado apresentada ao colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais em 03 de julho de 2015.

Convidado Especial:



Dr. Evandro Ribeiro Diniz

**(Médico Oftalmologista – Especialista em Córnea e
Cirurgia Refrativa)**

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por mais esse degrau conquistado. Aos meus pais, Nilo e Sônia, pelo exemplo de honestidade e carinho. Agradeço à minha esposa Aline pelo amor e paciência nos momentos difíceis. Aos meus amigos de trabalho, Otávio, Felipe, Luiz e Rodolfo pelo inestimável auxílio e força nas dificuldades. Ao Marcelo Camargos pela grande contribuição intelectual e apoio. À Luciana pela total assistência e inspiração.

RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento e testes de uma plataforma computacional para adaptar e otimizar opticamente lentes de contato esclerais por meio de dados de biometria ocular de pacientes. A proposta se apresenta como alternativa para substituir o método convencional de adaptação de lentes que consiste em testes empíricos e desgastantes para paciente e médico. A plataforma computacional foi elaborada para receber informações biométricas oculares de pacientes e a dioptria desejada para a lente e, através de processamento interno, definir a estrutura física da lente de contato escleral que melhor se adaptará. Como saída são fornecidos os parâmetros de produção para o laboratório fabricante da lente escleral. A plataforma computacional foi construída usando o software de cálculo numérico Matlab® e algoritmos de otimização dedicados associado ao software de modelagem de sistemas ópticos Zemax®. Os algoritmos utilizados para o projeto da lente de contato escleral priorizam sua qualidade óptica em um tempo de processamento computacional reduzido, através de dois métodos de otimização: Algoritmo Genético e Quase-Newton de Broyden, Fletcher, Goldfarb e Shanno (BFGS). O presente trabalho ilustra a aplicação da técnica proposta em um estudo de caso, onde a mesma obtém êxito no projeto de uma lente escleral a partir de dados de biometria ocular, cuja qualidade óptica obtida é superior à lente não otimizada. Essa solução oferece ao médico praticidade no momento da prescrição da lente e ao paciente um produto bem adequado à sua anatomia ocular e com boa qualidade óptica.

Palavras-chave: lente de contato escleral, algoritmo híbrido, algoritmo genético, algoritmo Quase-Newton BFGS, biometria ocular, constante cônica, lente esférica.

ABSTRACT

This paper presents the development and testing of a computational platform to adapt and optimize optical properties of scleral contact lenses using ocular biometric data of patients. The proposal is an alternative to replace the conventional lens prescription method, which consists of time consuming empirical tests. The proposed platform is designed to receive ocular biometric information of patients and desired lens power and, through internal processing, define the physical structure of the scleral contact lens that best fits to requirements. Are provided as outputs the production parameters for the manufacturing laboratory of scleral lens. The computational platform was built using the numerical calculation software Matlab® and dedicated optimization algorithms associated with the software of optical modeling systems Zemax®. The algorithms used to design the scleral contact lens prioritize their optical quality in a reduced computational processing time, through two optimization methods: Genetic Algorithm and Quasi-Newton Broyden, Fletcher, Goldfarb and Shanno (BFGS). This work presents the design, optimization and manufacturing of a scleral lens that best fits a test individual. This paper illustrates the application of the proposed technique in a case study, where it succeeds in designing a scleral lens from ocular biometric data, whose the optical quality obtained is superior to the non-optimized lens. This solution offers convenience to the ophthalmologist at the time of the lens prescription and for the patient a well suited product to your eye with good optical quality.

Keywords: scleral contact lens, hybrid algorithm, genetic algorithm, Quasi-Newton BFGS algorithm, ocular biometrics, conic constant, aspheric lens.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - (a) Lente escleral (à direita) em relação a uma lente corneana convencional. (b) Lente escleral posicionada no olho.	10
Figura 2 - Desenho básico de lente escleral cobrindo a face irregular corneana.	11
Figura 3 - Olho humano.	13
Figura 4 - (a) Comportamento dos raios em lentes divergentes. (b) Comportamento dos raios em lentes convergentes.	15
Figura 5 - Degeneração marginal pelúcida – Uma boa indicação para utilização da lente escleral.	21
Figura 6 - (a) Imagens de córnea severamente irregular sem Lente Escleral. (b) Com lente escleral.	21
Figura 7 - Desenho básico de lente escleral.	22
Figura 8 - Variação das zonas de transição para acompanhar a curvatura corneana.	23
Figura 9 - (a) Lente com aberração esférica. (b) Lente corrigida.....	25
Figura 10 - (a) Distribuição de intensidade da imagem. (b) Representação do disco luminoso com franjas.....	26
Figura 11 - (a) Representação do objeto real. (b) Representação da imagem. (c) Relação objeto real / imagem.	27
Figura 12 - Distribuição espacial de intensidade luminosa do objeto, seguida da resposta dada pela imagem. A relação entre elas é o MTF.	27
Figura 13 - Modelo de olho proposto por Liou e Brennan modelado no software Zemax.	29
Figura 14 - (a) Dados do paciente capturados pelo Pentacam®. (b) Análise gráfica de um olho teste.	33
Figura 15 - (a) Esquema básico de um interferômetro. (b) Feixe de referência. (c) Feixe refletido	34
Figura 16 - As imagens são construídas através da medição da intensidade da luz refletida.	35
Figura 17 - Fluxograma do algoritmo híbrido.	40

Figura18 - (a) Modelo de refração do olho em foco. (b) Gráfico representando a alta qualidade óptica da lente testada.	41
Figura 19 - (a) Representação gráfica da imagem original. (b) Representação gráfica de como a imagem seria visualizada com a utilização da lente otimizada.....	42
Figura 20 - (a) Representação gráfica da imagem original. (b) Representação gráfica de como a imagem seria visualizada com a utilização da lente com uma constante cônica aleatória.	43
Figura 21 - (a) Modelo de refração do olho desfocado. (b) Gráfico representando a baixa qualidade óptica da lente testada.	44
Figura 22 - (a) Representação gráfica da imagem original. (b) Representação gráfica de como a imagem seria visualizada com a utilização da lente esférica.	45
Tabela 1 - Teste do algoritmo híbrido para 13 diferentes valores de curvaturas corneanas.	45
Tabela 2 - Teste com algoritmo BFGS.	46
Tabela 3 - Teste com o algoritmo genético puro.	47
Figura 23 - Gráfico de convergência do algoritmo genético.	48
Tabela 4 - Teste com o algoritmo híbrido.	49
Figura 24 - (a) Gráfico de convergência do algoritmo genético no primeiro estágio. (b) Gráfico de convergência do algoritmo BFGS direcionado.	50
Figura 25 - Imagem de uma das telas de dados biométricos do paciente teste do Pentacam, valores utilizados no projeto estão destacados em retângulos vermelhos.	52
Figura 26 - Fluxograma básico do software.	53
Figura 27 - Dados de entrada do software.	53
Figura 28 - Modelo para desenho de olho.	54
Figura 29 - Desenho do olho do paciente teste.	55
Figura 30 - Estruturas da lente escleral.	55
Figura 31 - Lente adaptada ao olho teste.	56
Figura 32 - Parâmetros carregados no modelo de olho de Liou e Brennan no Zemax.	58
Figura 33 - (a) Imagem de uma paisagem projetada na retina sem correção óptica ocular. (b) Diagrama de como os raios são focados em um olho com alta miopia. ..	61

Figura 34 - (a) Imagem de uma paisagem projetada na retina com correção óptica de uma lente esférica. (b) Diagrama de como os raios são focados no olho.....	62
Figura 35 - (a) Imagem de uma paisagem projetada na retina com correção óptica de uma lente asférica. (b) Diagrama de como os raios são focados no olho	63
Figura 36 - (a) Imagem com lente esférica. (b) Imagem com lente asférica.	64
Figura 37 - (a) Gráfico de MTF da lente esférica. (b) Gráfico de MTF da lente asférica otimizada.	65
Figura 38 - Torno CNC para produção de lentes de contato.	67
Figura 39 - (a) Tela do software do torno - Curva Posterior. (b) Tela do software do torno - Curva Anterior.	67
Figura 40 - (a) Matéria-prima <i>Bausch&Lomb</i> Boston XO2. (b) Montagem em bloco suporte.	68
Figura 41 - Torneamento da curva base.	69
Figura 42 - Transferência para o segundo bloco.	69
Figura 43 - Torneamento da curva anterior.	69
Figura 44 - (a) Peça torneada e polida. (b) Lentes prontas.	70
Figura 45 - Modelo de olho proposto pela ISO 11979-2.	72
Figura 46 - Modelo de olho conforme ISO 11979-2 adicionado ao Zemax.	73
Figura 47 - (a) Gráfico de MTF para lente esférica. (b) Gráfico de MTF para lente asférica.	74
Figura 48 - (a) Resultado da medida de MTF com gráfico de perfil radial de lente esférica. (b) Resultado da medida de MTF com histograma de poder dióptrico da lente esférica.	75
Figura 49 - (a) Resultado da medida de MTF com gráfico de perfil radial de lente asférica. (b) Resultado da medida de MTF com histograma de poder dióptrico da lente asférica.	77

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	5
RESUMO	6
ABSTRACT	7
LISTA DE ILUSTRAÇÕES	8
CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO	10
CAPÍTULO 2: FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	13
2.1 O OLHO HUMANO	13
2.2 ÓPTICA BÁSICA.....	14
2.3 DOENÇAS ÓPTICAS OCULARES	16
2.4 LENTES DE CONTATO CORRETIVAS.....	17
2.4.1 Tipos de lentes	17
2.5 LENTES DE CONTATO ESCLERAIS.....	19
2.5.1 Indicações	20
2.5.2 Estruturas básicas da lente escleral	22
2.6 ANÁLISE ÓPTICA.....	23
2.6.1 Aberração esférica	24
2.6.2 PSF e MTF	25
2.6.3 Software de traçamento de raios – Zemax	28
2.6.4 Modelo de olho	29
2.7 ALGORITMOS DE OTIMIZAÇÃO	30
2.7.1 Algoritmo genético	30
2.7.2 Método Quase-Newton – algoritmo BFGS	31
2.8 EQUIPAMENTOS DE OPTOBIOMETRIA.....	31
2.8.1 Pentacam	32
2.8.2 Tomografia por Coerência Ótica – OCT	33
CAPÍTULO 3: ESTRATÉGIA DE TRABALHO	36
CAPÍTULO 4: PLATAFORMA DE OTIMIZAÇÃO ÓPTICA	38
4.1 MODELO DE ALGORITMO HÍBRIDO	39
4.1.1 Estrutura do código híbrido	39
4.2 OTIMIZAÇÃO DE PARÂMETRO USANDO ALGORITMO HÍBRIDO.....	40

4.2.1	Análise da qualidade óptica de uma lente de teste de 4 dioptrias com otimização	41
4.2.2	Análise da qualidade óptica de uma lente de teste de 4 dioptrias sem otimização	43
4.2.3	Teste do algoritmo híbrido para diferentes valores de biometria corneana	44
4.3	DESEMPENHO COMPARATIVO ENTRE SOFTWARES DE OTIMIZAÇÃO	46
4.3.1	Algoritmo BFGS	46
4.3.2	Algoritmo genético	47
4.3.3	Algoritmo híbrido	48
	CAPÍTULO 5: PLATAFORMA DE ADAPTAÇÃO DE LENTES ESCLERAIS	51
5.1	INFORMAÇÕES DE ENTRADA (OBTIDAS ATRAVÉS DO MÉDICO)	51
5.2	PROCESSAMENTO INTERNO DO SOFTWARE	52
5.2.1	Bloco 1: Informações de entrada	53
5.2.2	Bloco 2: Pré-processamento dos dados	54
5.2.3	Bloco 3: Escolha da lente	55
5.2.4	Bloco 4: Carregamento dos dados no modelo de olho do Zemax	56
5.2.5	Bloco 5: Algoritmo Híbrido	58
5.2.6	Bloco 6: Saída	58
	CAPÍTULO 6: SIMULAÇÃO, PRODUÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DAS LENTES DE TESTE	60
6.1	SIMULAÇÕES ÓPTICAS	60
6.1.1	Testes qualitativos	60
6.1.2	Testes quantitativos	64
6.2	PROCESSO PRODUTIVO DAS LENTES DE TESTE	65
6.2.1	Matéria-prima	66
6.2.2	Torneamento	66
6.2.3	Parâmetros de qualidade da lente no processo produtivo	70
6.3	CARACTERIZAÇÃO ÓPTICA DAS LENTES PRODUZIDAS	72
6.3.1	Resultados da caracterização óptica	74
	CAPÍTULO 7: CONCLUSÃO	79
	CAPÍTULO 8: REFERÊNCIAS	81

CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO

Lentes de contato são lentes posicionadas sobre a córnea (parte externa e transparente do olho) que visam corrigir problemas de refração ocular. Existem diversos tipos de lentes de contato: rígidas (permeáveis a gases ou não) ou gelatinosas; esféricas ou asféricas; de uso diário, estendido ou contínuo; corretivas, cosméticas, corretivo-cosméticas ou terapêuticas, etc. [1]. Em relação ao tamanho, elas podem ser classificadas como corneanas ou esclerais, sendo que as primeiras possuem diâmetros entre 8 a 12.5 mm e se apoiam na córnea. As Lentes esclerais são lentes de contato rígidas que cobrem completamente a córnea e estendem-se sobre a esclera, a parte branca do olho. Elas possuem grande diâmetro, podendo variar de 13.6 a mais de 20 mm, e são fabricadas com material permeável ao oxigênio [2][3]. (Figura 1).

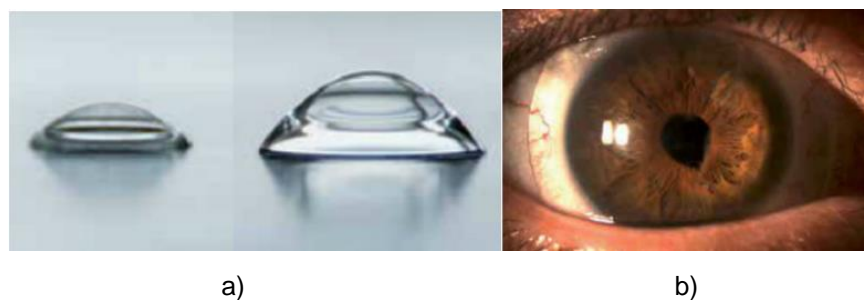


Figura 1: a) Lente escleral (à direita) em relação a uma lente corneana convencional. b) Lente escleral posicionada no olho. Fonte: [4].

A correção de imperfeições corneanas severas para restaurar a visão é a principal indicação para lentes esclerais porque elas cobrem toda superfície corneana com uma curvatura regular, neutralizando opticamente sua face deformada com um reservatório lacrimal fechado (Figura 2). Entretanto, existem sugestões de especialistas [2][3] sobre o uso de lentes esclerais em uma ampla gama de irregularidades oculares, como miopia e hipermetropia altas e astigmatismo, em detrimento das lentes de contato corneanas. Tal indicação é baseada no fato da córnea ser uma das partes mais sensíveis do corpo humano, uma vez que apresenta nervos sensitivos expostos e qualquer estresse mecânico, tipicamente provocado pelo contato direto da lente de contato, pode causar desconforto ao usuário. Ao contrário da córnea, a região escleral do olho apresenta uma

sensibilidade muito baixa, favorecendo o uso de lentes esclerais que, quando bem adaptadas, evitam todo contato com a região sensível corneana [2].

Pacientes em geral, quando submetidos a um teste de adaptação com a lente escleral, mostram uma receptividade muito positiva em relação ao seu conforto, o que favorece o crescimento de popularidade deste tipo de lentes no mercado [4].

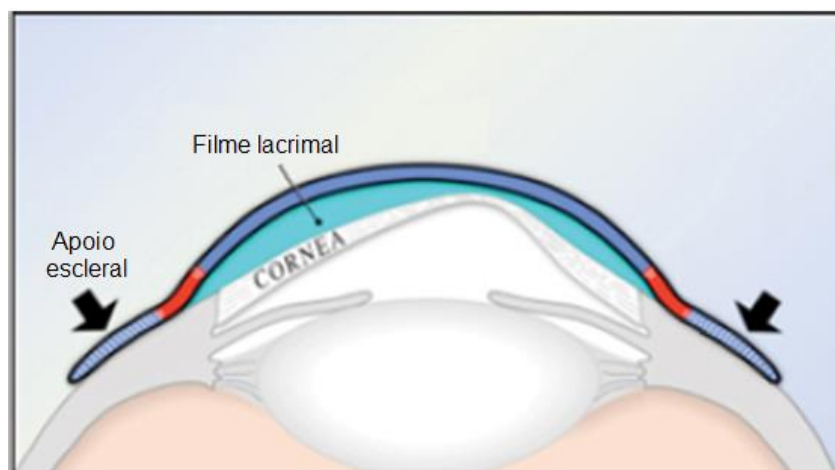


Figura 2: Desenho básico de lente escleral cobrindo a face irregular corneana. Fonte: adaptado de [5].

Para recomendar lentes de contato esclerais a um paciente, os médicos oftalmologistas usualmente realizam testes para determinar as especificações da lente que melhor se adapta à córnea. Uma prática muito usual pelos oftalmologistas consiste em realizar medições de ceratometria¹ e refração² [1]. Com esses dados, pode-se selecionar, em uma caixa de lentes de prova do fabricante, aquela que mais se aproxima das especificações encontradas. Esta é então colocada no olho do paciente e o médico aguarda a estabilização por pelo menos 20 minutos [2]. Em alguns casos a espera pode chegar a 40 minutos. Em seguida, é avaliada a qualidade da adaptação em termos de parâmetros como centralização, movimentação, acuidade visual e adaptação à córnea. Caso a adaptação não seja satisfatória, deve-se selecionar outra lente e repetir o procedimento, incluindo a espera por estabilização, até que a melhor lente seja encontrada. A partir disso o médico encomenda ao fabricante uma cópia dessa lente com o poder dióptrico definido.

¹ O exame de ceratometria é realizado para medir a curvatura anterior da córnea.

² O exame de refração é usado para definir qual o poder dióptrico da lente para o paciente.

É fácil perceber que o processo usual de adaptação de lentes demanda muito tempo do médico e do paciente. Além disso, o método não é preciso, visto que a lente indicada é a melhor dentro de poucas opções, o que não significa que necessariamente seja a melhor para o paciente. Em geral, um médico com boa prática consegue prescrever a melhor lente com até três tentativas. Ainda assim, percebe-se que o processo de prescrição de lentes de contato é bastante lento e desconfortável para médico e paciente.

Depois de prescritas e fabricadas, todas as lentes estão sujeitas a defeitos ou aberrações. Uma das aberrações indesejáveis é a aberração esférica, que é o borramento de foco causado por características de construção de lentes. A aberração esférica é mais intensa em lentes com valores dióptricos elevados e pode ser reduzida utilizando faces não esféricas através do acréscimo de uma conicidade ao raio de curvatura da lente. A lente então assume um formato cônico e sua qualidade óptica é elevada [1].

De acordo com este cenário, o presente trabalho possui dois objetivos:

- 1- Desenvolver um método assertivo de prescrição de lentes esclerais por meio da análise biométrica da estrutura ocular do paciente, eliminando a necessidade do método de testes com as lentes da caixa de prova usualmente utilizados.
- 2- Fabricar uma lente escleral opticamente otimizada para oferecer ao paciente uma melhor qualidade óptica.

CAPÍTULO 2: FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 O OLHO HUMANO

A estrutura do olho humano é mostrada na Figura 3. Sua camada externa possui duas partes, a córnea e a esclera. A córnea é transparente com raio de curvatura próximo a 8 mm e atua como o principal elemento refrativo do sistema óptico [6]. A córnea não possui nenhuma vascularização e a obtenção de oxigênio para manutenção das suas células provém da atmosfera. Sua densidade de terminações nervosas é 300 a 400 vezes superior à epiderme, constituindo o tecido mais sensível do corpo humano [7]. A esclera é formada por tecido fibroso denso, branco e opaco e possui a função de revestir e proteger o globo ocular. Seu raio de curvatura é de aproximadamente 12 mm e apresenta muito baixa sensibilidade [2][6].

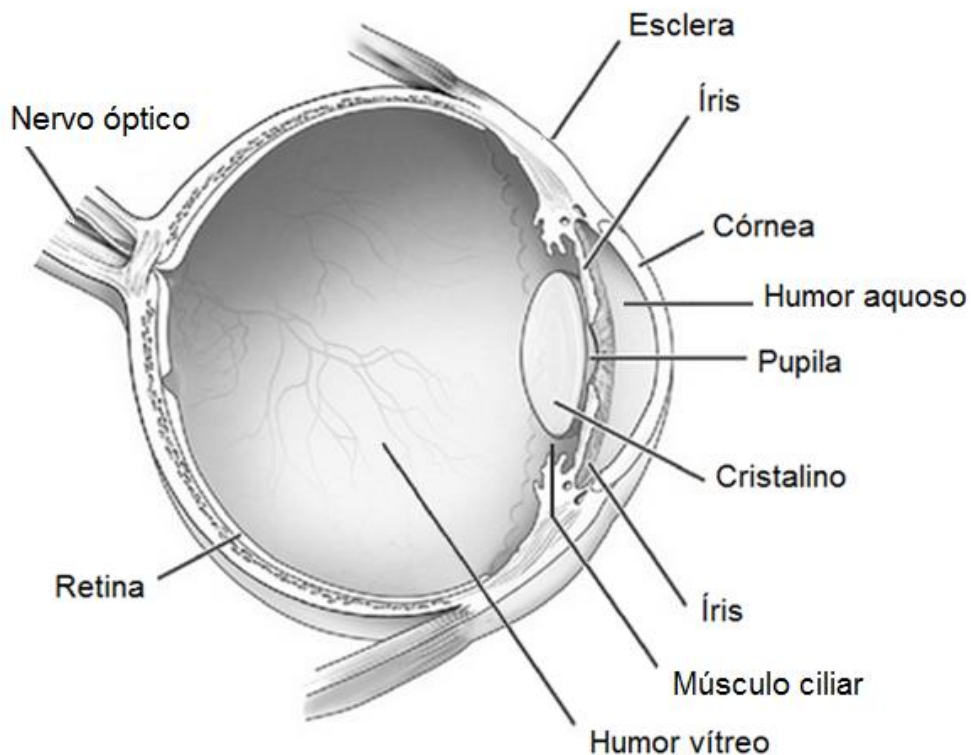


Figura 3: Olho humano. Adaptado de National Eye Institute, National Institute of Health, USA
Fonte: (www.nei.nih.gov)

Internamente o olho possui como principais estruturas o humor aquoso, a íris, a pupila, o cristalino, o humor vítreo e a retina.

O humor aquoso é um fluido transparente que preenche a câmara entre a córnea e o cristalino, e possui a função de nutri-los e de manter a pressão hidrostática da região anterior do olho. A íris é formada por tecido conjuntivo contendo fibras musculares, células pigmentares e vasos sanguíneos. Seu centro possui uma abertura, a pupila, e sua variação de diâmetro (entre 2 a 8 mm) [6] possui a função de controlar a quantidade de luz incidente na retina. O cristalino, depois da córnea, é o segundo principal elemento refrativo do olho e se apresenta como uma lente biconvexa e gelatinosa, localizada entre as câmaras anterior (que contém o humor aquoso) e posterior (que contém o humor vítreo) do olho. Ele funciona como uma lente ajustável cujo formato pode ser modificado através de músculos ciliares para focar objetos em diferentes distâncias. O humor vítreo é um gel transparente duas a quatro vezes mais viscoso que a água e se encontra entre o cristalino e a retina, sua função é estruturar o formato do olho e dificultar o descolamento de retina.

O tecido sensível à luz do olho é a retina, localizada na face posterior interna do globo ocular, que consiste de receptores fotossensíveis com a função de converter a imagem luminosa em impulsos elétricos que são direcionados para o cérebro através do nervo óptico, onde são processados para formar a visão [6][8].

2.2 ÓPTICA BÁSICA

Raios de luz são linhas orientadas que representam o sentido e a direção de propagação de uma onda luminosa. Todo raio de luz, quando passa de um meio a outro com propriedades diferentes, tem seu caminho modificado, em um processo conhecido como refração. O novo caminho a ser percorrido pelos raios de luz depende de dois fatores: relação entre os índices de refração de ambos os meios e ângulo com que o raio incide no meio. Quando esses raios, ao passarem pelo meio, se afastam dos outros ao longo da trajetória, dizemos que são divergentes e são

representados por lentes divergentes. Quando se aproximam uns dos outros dizemos que são convergentes, figurados por lentes convergentes.

A óptica geométrica também possui o conceito de objetos posicionados no infinito: os raios de luz que emergem de objetos e chegam paralelos ao ponto de interesse são chamados de raios de objetos posicionados no infinito (o ângulo que diferencia a inclinação de um e outro raio é tão pequeno que eles podem ser considerados paralelos).

Assim, ao incidir um feixe de raios paralelos em uma lente divergente, a sua conjugação de curvas faz com que os raios divirjam (Figura 4-a).

De forma análoga, em uma lente convergente, a sua relação de curvas faz com que os raios convirjam (Figura 4-b).

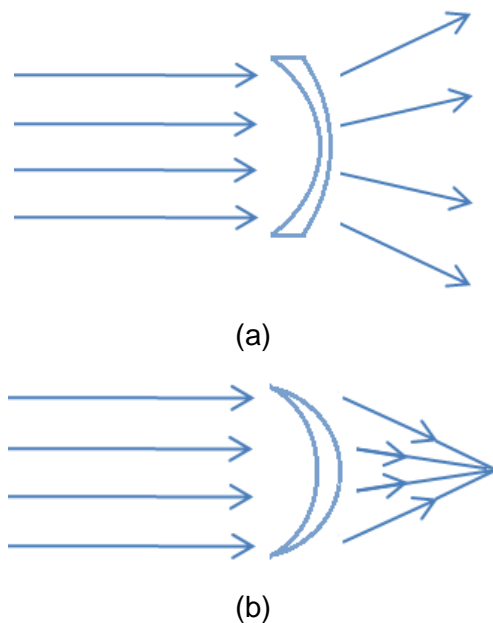


Figura 4: (a) Comportamento dos raios em lentes divergentes. (b) Comportamento dos raios em lentes convergentes.

Ao poder de uma lente em fazer com que raios divirjam ou convirjam dá-se o nome de poder de refração, ou poder dióptrico da lente (dado em dioptrias). Assim, para lentes convergentes, o poder dióptrico é positivo, e para lentes divergentes, negativo.

Lentes esféricas possuem o mesmo poder dióptrico para todos os meridianos (direções), enquanto lentes cilíndricas possuem curvaturas diferentes para meridianos perpendiculares entre si, possuindo, assim, poderes de refração diferentes para diferentes meridianos.

2.3 DOENÇAS ÓPTICAS OCULARES

Quando raios de luz chegam paralelos ao olho, vindos de objetos muito distantes, e formam um foco nítido na retina, considera-se que o olho possui emetropia: trata-se de um olho opticamente saudável.

O olho amétrope, por sua vez, apresentam pontos focais posicionados antes ou depois da retina. As ametropias mais comuns são miopia, hipermetropia e astigmatismo, porém existem outras doenças relevantes quando se trata de adaptação de lentes esclerais:

- **Miopia:** na miopia, as imagens de objetos focam-se anteriormente à retina. Isso pode acontecer por um poder de refração excessivo do olho, ou porque o diâmetro ântero-posterior do olho é grande em relação ao seu poder refrativo. Nesse caso, é necessário uma correção com lentes divergentes.
- **Hipermetropia:** olhos hipermetropes têm as imagens de objetos no infinito focalizadas em posição posterior à retina, quando o cristalino está relaxado. Inversamente à miopia, pode acontecer por um baixo poder de refração ou por um diâmetro ântero-posterior pequeno. Para corrigir este problema são utilizadas, portanto, lentes convergentes. A hipermetropia pode ser reduzida ou até mesmo extinguida em crianças com o crescimento do indivíduo, devido ao aumento do diâmetro ântero-posterior do olho.
- **Astigmatismo:** o astigmatismo regular é uma ametropia em que dois meridianos perpendiculares da córnea possuem curvaturas diferentes, de modo a formar dois pontos focais, pois há dois poderes dióptricos diferentes.

Assim, a imagem nunca é formada com nitidez na retina, gerando sintomas de cefaleia no paciente. O astigmatismo é corrigido através de lentes cilíndricas. Uma das variações da doença é chamada de astigmatismo irregular, na qual a córnea se apresenta com deformações ou raios desiguais no mesmo meridiano.

- **Ceratocone:** o ceratocone é um distúrbio que ocorre na córnea com afinamento geralmente localizado em sua região central, resultando no abaulamento da córnea, em formato de cone.
- **Ceratogloblo:** o ceratogloblo é uma condição rara, na qual a córnea inteira se torna anormalmente fina e apresenta formato globular com aumento generalizado da sua curvatura.
- **Degeneração marginal pelúcida:** desordem progressiva periférica da córnea com afinamento tipicamente em sua porção inferior, causando astigmatismo severo[9][10][11].

2.4 LENTES DE CONTATO CORRETIVAS

Para corrigir as ametropias, podem ser utilizados óculos, lentes de contato ou correções cirúrgicas. O uso de lentes de contato inclui recursos importantes, como o aumento no campo de visão e uma menor alteração do tamanho da imagem devido ao fato de haver uma menor distância vértice (espaço entre a córnea e a lente), oferecendo maior qualidade visual e maior conforto ao usuário[12].

2.4.1 Tipos de lentes

Dentre as lentes de contato, há lentes flexíveis e rígidas. De acordo com o tipo de lente escolhida, a qualidade visual do paciente pode variar significativamente [12].

Lentes flexíveis podem ser fabricadas por materiais diferentes, como os hidrofílicos (hidrogel) e hidrofílicos com adição de silicone (silicone hidrogel). O que faz esse tipo de lente ser muito utilizado atualmente é que, por serem flexíveis, são de muito fácil adaptação, e, sendo assim, resolvem o problema do paciente de uma forma mais rápida. Além disso, as lentes flexíveis se apoiam sobre a córnea e se movimentam sobre essa superfície, de modo a permitir o fluxo de filme lacrimal livremente.

As lentes flexíveis podem ser transparentes, coloridas e pintadas. As coloridas filtrantes são utilizadas para diminuir a sensibilidade à luz, disfarçar cicatrizes corneais e intensificar a cor dos olhos. As coloridas pintadas (cosméticas) são indicadas para disfarçar cicatrizes aparentes e em casos de ausência ou perda da íris[1][12][13].

As lentes rígidas podem ser corneanas, apoiam-se sobre a córnea, ou esclerais, cobrem toda a córnea e se apoiam sobre a esclera. Esse tipo de lente apresenta uma qualidade visual superior às lentes flexíveis e óculos [13].

As lentes esclerais por apresentarem uma superfície rígida e não se moverem sobre a córnea são indicadas para a correção do ceratocone. Esse tipo de distrofia corneal comumente carrega miopia e astigmatismo irregular, que podem ser corrigidos através deste tipo de lente pois substitui a irregularidade superficial da córnea deformada. Esta lente não interfere na evolução da distrofia, entretanto melhora substancialmente a qualidade da visão [14].

As lentes terapêuticas são usadas para recobrir lesões corneais, com finalidade de diminuir a dor e auxiliar a cicatrização; como curativo no pós-operatório de algumas cirurgias e para curar ou controlar várias doenças de córnea [1].

2.5 LENTES DE CONTATO ESCLERAIS

A primeira correção de imperfeições oculares reportadas na história data do final do século 19 e as lentes de contato esclerais foram as primeiras a serem desenvolvidas e descritas na prática clínica [15]. Adolf Fick, em 1888, descreveu um projeto de adaptação de conchas esclerais de vidro para a correção de irregularidades na córnea e que melhoravam muito a visão do paciente. Porém ele teve problemas na adaptação dessas lentes devido às dificuldades na fabricação e à inabilidade do olho em adaptar-se às pesadas lentes de vidro [1].

Em 1938, Müller e Obrig utilizaram, pela primeira vez, o polimetilmetacrilato (PMMA), uma combinação de monômeros de metilmetacrilato, para a fabricação de prótese ocular. Com a introdução do PMMA, as lentes de contato tornaram-se viáveis porque o novo material era muito mais leve do que o vidro, fácil de ser trabalhado e inerte aos tecidos oculares. Entretanto, esse material não permite a troca gasosa necessária para a manutenção das funções corneanas [1].

Nas décadas de 70 e 80, tentativas foram feitas para produzir lentes que combinassem a habilidade do PMMA em corrigir astigmatismo com permeabilidade aos gases. Esse problema foi então resolvido com o desenvolvimento de um material derivado da copolimerização do PMMA e do siloxane com a adição do monômero de flúor ao material. Essa adição aumentou a permeabilidade ao oxigênio e reduziu as complicações decorrentes da hipóxia³, quando comparadas com as lentes esclerais de PMMA para uso diário, dando uma nova dimensão ao potencial de utilização de lentes esclerais [1] [15].

A adaptação das lentes de contato esclerais oferecem as seguintes vantagens [15]:

- Adaptação em córneas irregulares.
- Maior estabilidade posicional.
- Maior conforto por se apoiarem na região escleral.
- Menor retenção de corpos estranhos atrás das lentes.

³ Hipóxia: diminuição da concentração de oxigênio nos tecidos.

- Menor perda das lentes, devido à ação palpebral.
- Utilização mais fácil em pacientes menos habilidosos na manipulação de lentes e com dificuldades visuais como, por exemplo, afácicos (que não possuem o cristalino).

Entre as desvantagens das lentes esclerais pode-se citar:

- Produção mais onerosa quando comparada com outros tipos de lentes por apresentarem maior custo de matéria-prima e maior tempo de produção.
- Intimidação em alguns pacientes devido ao tamanho, provocando sensação de volume.
- Redução na oxigenação da córnea, principalmente com as lentes de PMMA.

2.5.1 Indicações

A correção de córnea irregular para restaurar a visão é a principal indicação para lentes esclerais. O maior segmento nesta categoria é ectasia ou abaulamento da córnea, que pode ser subdividida em dois grupos. O primeiro grupo inclui condições como o ceratocone, ceratoglobos e degeneração marginal pelúcida (Figura 5). O segundo grupo inclui as ectasias após as cirurgias de refração para corrigir os eventuais graus residuais e/ou reduzir sintomas relacionados às aberrações e à instabilidade de visão [2].

Os transplantes de córnea, especialmente a técnica de ceratoplastia penetrante⁴ muitas vezes necessitam de uma lente escleral após a cirurgia para restaurar completamente a visão. Olhos com cicatrizes significativas e córneas severamente irregulares (Figura 6-a) devido ao trauma podem conseguir uma excelente visão com lentes esclerais (Figura 6-b). Em alguns casos, pacientes com altos erros de

⁴ Ceratoplastia penetrante: é a cirurgia na qual realiza-se uma troca da espessura total da córnea do receptor por um enxerto das mesmas características de um doador sadio [16].

refração e que não conseguem ter sucesso com lentes corneanas podem se beneficiar com as lentes esclerais [2].



Figura 5: Degeneração marginal pelúcida – Uma boa indicação para utilização da lente escleral. Fonte: [2].

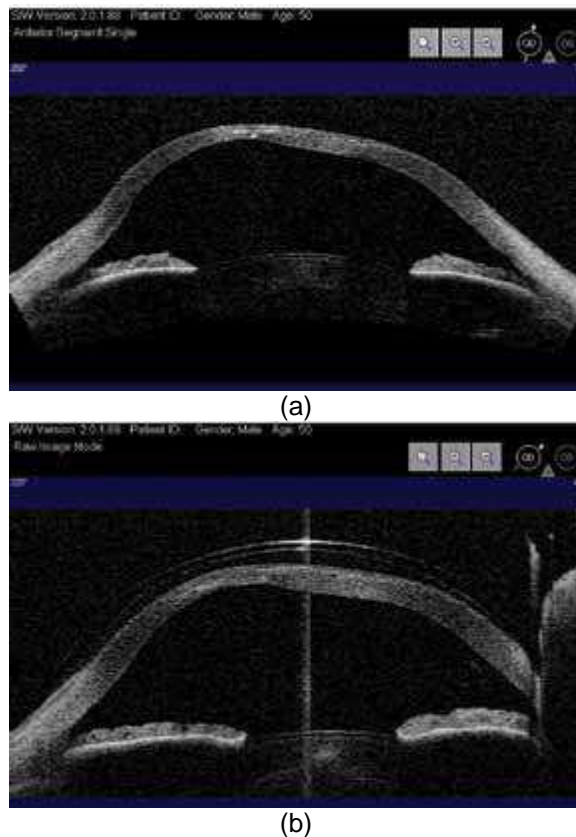


Figura 6: (a) Imagens de córnea severamente irregular sem Lente Escleral. (b) Com lente escleral. Fonte: [2].

A prescrição de lentes esclerais tem evoluído muito nos últimos anos, emergindo de lentes para córneas severamente irregulares para uma ampla faixa de indicações, como por exemplo as altas miopias e hipermetropias e astigmatismos que podem ser tratados com lentes corneanas convencionais. Isso se deve ao fato das lentes

esclerais evitarem o contato com a córnea, que é uma das partes mais sensíveis do corpo humano por apresentar nervos expostos. A esclera, ao contrário da região corneana, apresenta uma sensibilidade muito baixa, tornando-se muito adequada para apoiar as lentes e garantir um maior conforto ao usuário[2].

2.5.2 Estruturas básicas da lente escleral

Em geral, uma lente escleral de desenho simples pode ser dividida em zona óptica, zona de transição e zona de apoio (Figura 7).

2.5.2.1 Zona Óptica

A zona óptica corresponde à área central da lente e atua como um dispositivo óptico. Essa região está relacionada com o poder dióptrico desejado para a lente, e pode variar de acordo com os valores de raio das suas duas faces conjugadas (curvatura anterior e posterior), com as distâncias entre elas (espessura central) e com o índice de refração do material utilizado. As regiões ópticas da curvatura anterior desta zona podem ser fabricadas em formato esférico ou esférico. As superfícies esféricas podem reduzir aberrações esféricas intrínsecas e estão presentes em desenhos mais sofisticados de lentes esclerais. O formato da superfície posterior da lente (face côncava) deve ser próximo à curvatura da córnea do paciente [2] [5].

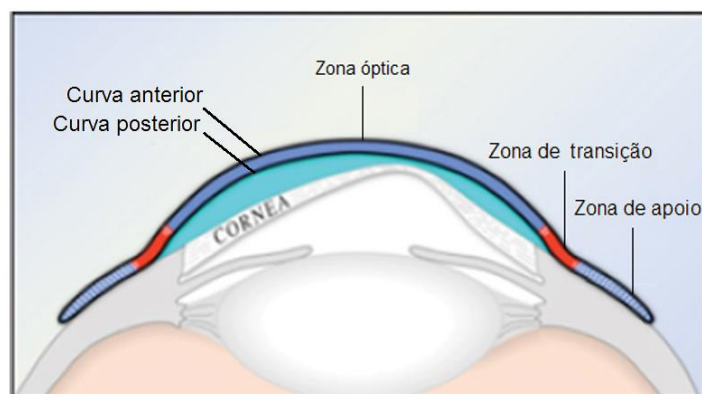


Figura 7: Desenho básico de lente escleral. Fonte: adaptado de [5].

2.5.2.2 Zona de Transição

A zona de transição corresponde à zona intermediária entre a zona óptica e a zona de apoio. Tal região deve ser variável para se adequar às diferentes alturas sagitais corneanas que o paciente pode apresentar [2]. A Figura 8 representa a redução na zona de transição de 1 para 2 para melhor adaptação à curvatura corneana de exemplo.

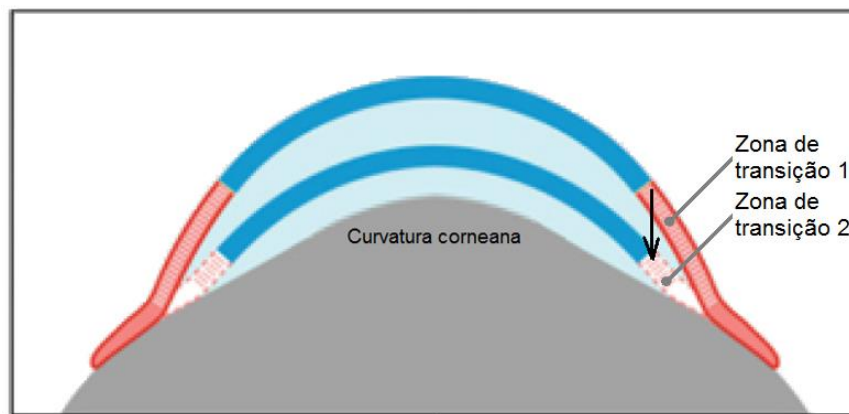


Figura 8: Variação das zonas de transição para acompanhar a curvatura corneana. Fonte: adaptado de [5].

2.5.2.3 Zona de Apoio

A Zona de Apoio é a região da lente que toca a esclera e fornece o apoio adequado para o sistema. Tipicamente, a zona de apoio é definida como uma reta, uma curva plana ou uma série de curvas no intervalo de 13.5 a 14.5 mm de raio, que se adaptam normalmente à maioria dos olhos [2].

2.6 ANÁLISE ÓPTICA

O olho é um instrumento óptico que projeta as imagens do mundo na retina e não é perfeito, devido às suas anomalias e imperfeições ópticas. As mais conhecidas são

miopia, hipermetropia e astigmatismo, citadas anteriormente. Entretanto, o olho sofre também de outras imperfeições ópticas chamadas de aberrações de alta ordem que reduzem o contraste da imagem observada [17]. Uma destas aberrações é chamada de aberração esférica.

2.6.1 Aberração esférica

Como o olho humano não é opticamente perfeito, a qualidade da imagem projetada na retina é inferior à imagem do objeto original. Isso ocorre porque o feixe de luz ao atravessar as estruturas intraoculares, principalmente a córnea e cristalino, sofrem desvios, como refração, absorção, dispersão, além de diversas aberrações. Contudo, a imagem final interpretada no córtex cerebral será de melhor qualidade, pois o sistema visual possui um mecanismo chamado de neuroadaptação para compensar a maioria das deficiências do sistema óptico [18].

Mesmo com a neuroadaptação cerebral, a correção de algumas aberrações ópticas pode melhorar ainda mais a qualidade visual. Uma modalidade dessas aberrações que são passíveis de correção é a aberração esférica [18].

A aberração esférica é o borramento do foco causado por um maior desvio de raios passando mais próximos da periferia da lente do que do centro. Ela é mais intensa em lentes com valores dióptricos elevados e pode ser reduzida utilizando faces asféricas, que é o acréscimo de uma constante cônica a qualquer uma das curvaturas esféricas da lente de contato escleral em questão. A lente assume, então, um formato cônico e sua qualidade óptica é elevada [1]. As Figuras 9(a) e 9(b) ilustram respectivamente o comportamento de lentes esféricas e asféricas.

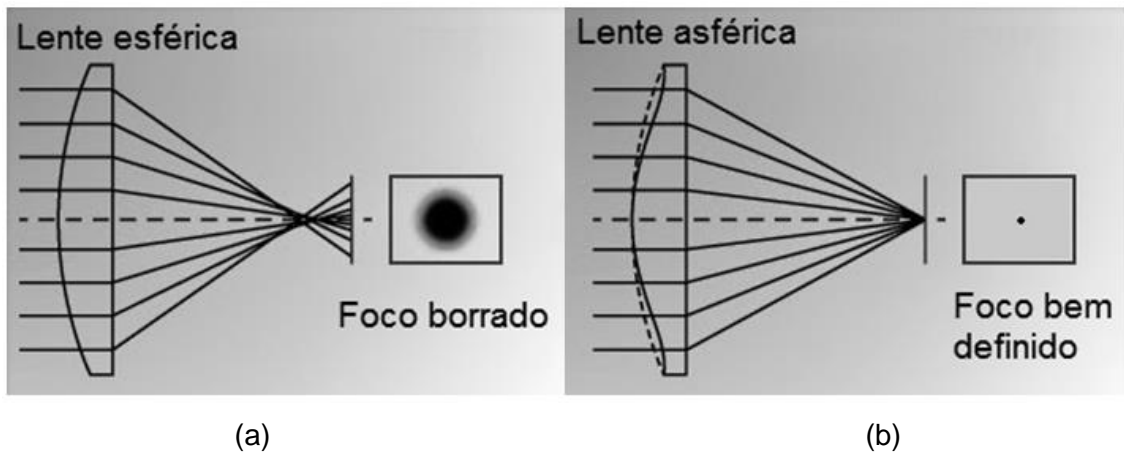


Figura 9: (a) Lente com aberração esférica. (b) Lente corrigida.

2.6.2 PSF e MTF

O PSF (*Point Spread Function*) ou função de espalhamento de ponto é uma medida da habilidade de um sistema óptico de representar o menor detalhe de um objeto para a imagem projetada. Entretanto, qualquer sistema óptico, por mais perfeito que seja, introduz perdas na imagem e a PSF nunca alcança seu valor máximo. Isto ocorre porque o desempenho do sistema óptico é limitado pelo fenômeno da difração, que surge devido à abertura finita do sistema ocular. Portanto, a PSF descreve a resposta ao impulso de um sistema óptico, pois corresponde à distribuição espacial da intensidade da imagem de uma fonte pontual formada no anteparo (Figura 10-a). Devido a incidência de perdas, a imagem desta fonte não é um ponto, mas sim um disco luminoso com círculos concêntricos em seu entorno (Figura 10-b). O tamanho e o formato deste disco são dependentes da combinação dos efeitos de difração e aberração no sistema [19].

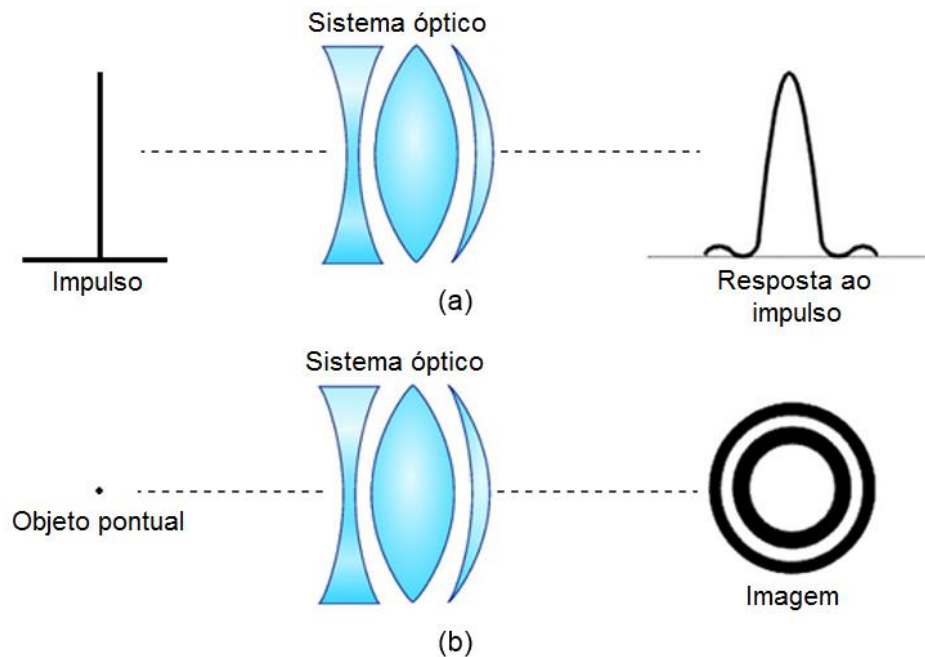


Figura 10: (a) Distribuição de intensidade da imagem. (b) Representação do disco luminoso com franjas.

Uma segunda forma de se representar a qualidade de um sistema óptico é por meio do *MTF (Modulation Transfer Function)*, que transfere a resposta para o domínio da frequência. Nessa função, tem-se como entrada um sinal periódico que representa as variações de intensidade luminosa do objeto real (Figura 11-a) onde os picos (intensidade máxima/maior brilho) correspondem à cor branca e os vales (intensidade mínima/ menor brilho) correspondem à cor preta. A Figura 11(b) representa a perda de contraste da imagem após passar pelo sistema óptico, com $MTF < 100\%$. A Figura 11(c) ilustra graficamente a queda do nível de intensidade da imagem em relação ao objeto original. O MTF, portanto, representa a capacidade de transferência de contraste de um sistema óptico: é a relação entre o contraste da imagem e o contraste do objeto.

O MTF varia de acordo com a frequência espacial do objeto analisado, isto é, de acordo com o nível de detalhes que ele apresenta e tem uma relação decrescente com o aumento da frequência. A Figura 12 ilustra como uma curva de resposta de MTF é montada: a entrada (imagem original) corresponde a diagramas de pares de linhas com diferentes níveis de frequências espaciais. Ao passar pelo sistema óptico os objetos com menores frequências (menor número de pares de linhas por milímetro) são reproduzidos (imagem projetada) com menores perdas de contraste

(ou amplitude), já os objetos com maiores frequências são representados com maiores perdas de transferência.

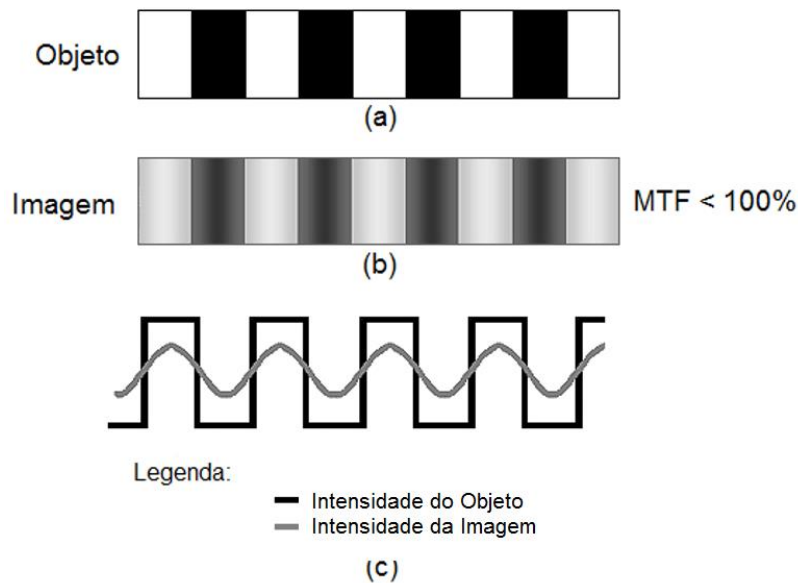


Figura 11: (a) Representação do objeto real. (b) Representação da imagem. (c) Relação objeto real / imagem.

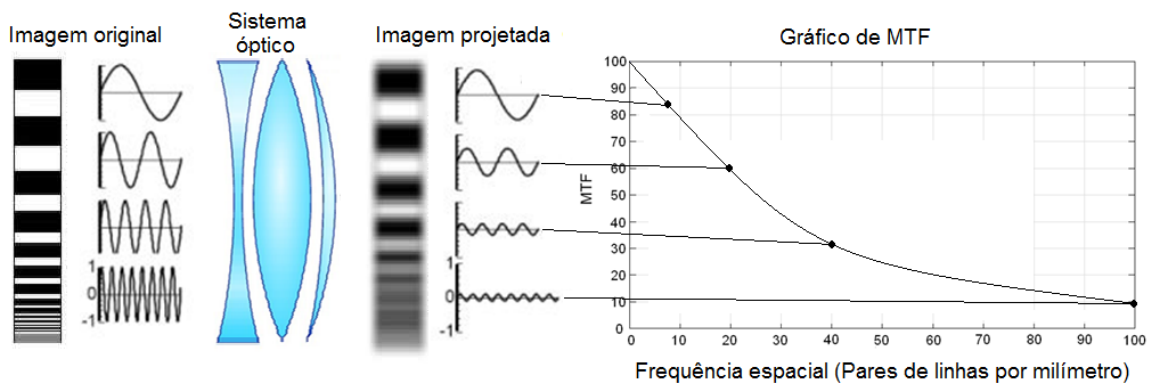


Figura 12: Distribuição espacial de intensidade luminosa do objeto, seguida da resposta dada pela imagem. A relação entre elas é o MTF.

De acordo com o gráfico da Figura 12 pode-se observar que o valor de MTF do sistema óptico analisado depende da frequência espacial desejada, pois o sistema possui MTF de aproximadamente 85% em 10 pares de linhas por milímetro e 10% de MTF a 100 pares de linhas por milímetro.

O olho humano se comporta como um filtro passa-baixas: quanto maior a frequência do objeto observado, isto é, quanto maior a riqueza de detalhes, maior a perda em relação ao seu original, ou seja, a amplitude da senoide de saída diminui [17].

Os projetistas ópticos muitas vezes fazem uso de softwares de traçamento de raios para avaliar a qualidade de um sistema óptico através da análise do caminho óptico de um conjunto de raios paralelos que entram no sistema. Em um sistema óptico perfeito, os raios que entram através de diferentes partes da pupila atingem o plano de imagem (a retina no caso do olho) no mesmo local. Imperfeições do sistema óptico causam o desvio desses raios a partir da localização ideal reduzindo o MTF do sistema [17].

2.6.3 Software de traçamento de raios – Zemax

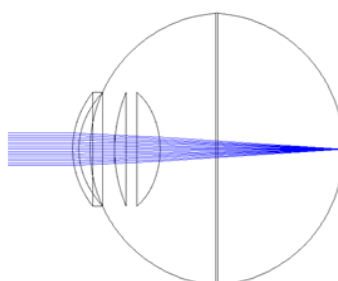
O Zemax OpticStudio™ é um software padrão industrial para projetos de sistemas ópticos amplamente utilizado pela indústria de artigos ópticos. Nele é possível estabelecer as diferentes estruturas que compõem o sistema óptico em questão, com o objetivo de simular a propagação de luz pelo sistema até o plano de imagem em que se deseja avaliar os resultados. Com isso, o software é capaz de produzir resultados de desempenho óptico na forma de parâmetros quantitativos (MTF, raio de spot, PSF, intensidade luminosa, para citar alguns exemplos) e também de parâmetros qualitativos (simulação de imagem produzida no plano de análise). Ele permite, assim, que o projeto de um novo sistema óptico, como as lentes de contato deste trabalho, seja testado antes mesmo que qualquer protótipo seja produzido. Com isso, os parâmetros e especificações do produto podem ser otimizados com o objetivo de se maximizar a qualidade óptica do produto [20].

2.6.4 Modelo de olho

Para que uma lente de contato seja analisada no software Zemax, o ambiente ocular na qual ela irá interagir deve ser corretamente projetado no software. Diversos modelos de olho foram propostos por diferentes autores [21][22][23][24][25][26].

Nesse trabalho foi escolhido como referência o modelo de olho proposto por Liou e Brennan [21]. Esse modelo adota valores empíricos de parâmetros oculares de milhares de amostras de dados biométricos reais para produzir um modelo estruturalmente muito semelhante ao olho humano.

O modelo de olho proposto está representado na Figura 13, onde pode-se observar o elemento gráfico que representa o olho com suas estruturas (córnea e esclera, humor aquoso, pupila, cristalino e retina) e seus dados aplicados ao software Zemax. Cada linha da tabela está relacionada a uma estrutura do modelo onde, por exemplo, a linha 2 representa a córnea com raio de curvatura anterior de 7.77 mm, espessura de 0.55 mm, índice de refração 1,38, raio de abertura de 5 mm e constante cônica de -0.18.



Surf	Type	Comment	Radius	Thickness	Glass	Semi-Diameter	Conic
OBJ	Standard	OBJECT	Infinity	1.0000E+009		8.7489E+007	0.000000
1	Standard	INPUT BEAM	Infinity	50.000000		6.624375	0.000000
2*	Standard	FRONT CORNEA	7.770000	0.550000	1.38, 50.2	5.000000 U	-0.180000
3*	Standard	BACK CORNEA	6.400000	1.000000	1.34, 50.2	5.000000 U	-0.600000
4*	Standard	DUMMY	12.000000	2.160000	1.34, 50.2	11.980000 U	0.000000
*	Standard	PUPIIL	Infinity	0.000000	1.34, 50.2	1.250000 U	0.000000
6*	Gradient 3	FRONT LENS	12.400000	1.590000		5.000000 U	-0.940000
7*	Gradient 3	FRT/BCK INTER .	Infinity	2.430000		5.000000 U	0.000000
8*	Standard	BACK LENS	-8.100000	16.238830	1.34, 50.2	5.000000 U	0.960000
IMA	Standard	RETINA	-12.000000	-		11.980000 U	0.000000

Figura 13: Modelo de olho proposto por Liou e Brennan modelado no software Zemax.

2.7 ALGORITMOS DE OTIMIZAÇÃO

Para se realizar a melhoria da qualidade óptica de uma lente, conforme um dos objetivos propostos pelo trabalho, foi utilizada uma ferramenta computacional chamada algoritmo de otimização.

Basicamente existem três aspectos que devem ser levados em consideração ao definir um método de otimização para resolução de um problema. O primeiro consiste na escolha do algoritmo de otimização levando-se em conta a estrutura do problema e as propriedades satisfeitas pelas soluções. No segundo a questão é se as sequências geradas pelo algoritmo convergem em soluções para o problema. O terceiro aspecto é a velocidade de convergência, isto é, se a solução ótima pode ser obtida em tempo satisfatório [27].

Dentre os diversos tipos de algoritmos de otimização disponíveis, dois são citados a seguir.

2.7.1 Algoritmo genético

Os algoritmos genéticos utilizam conceitos provenientes do princípio de seleção natural das espécies para abordar uma série ampla de problemas de otimização. Basicamente um algoritmo genético cria uma população de possíveis respostas para o problema a ser tratado e submete-o ao processo de evolução, constituído pelas seguintes etapas [28]:

1. **Avaliação:** avalia-se a aptidão dos indivíduos gerados aleatoriamente.
2. **Seleção:** os melhores indivíduos são selecionados para reprodução. A probabilidade dessa seleção é proporcional à sua aptidão.
3. **Cruzamento:** as características dos melhores indivíduos são recombinadas gerando novas soluções.

4. **Mutação:** as características dos indivíduos resultantes do processo de reprodução são alteradas, no intuito de agregar variedade à população.
5. **Atualização:** os indivíduos criados nesta geração são inseridos à população.
6. **Finalização:** verifica se a solução atende às condições de encerramento, caso positivo o algoritmo é finalizado e a resposta é retornada. Caso negativo, uma nova execução é realizada.

2.7.2 Método Quase-Newton – algoritmo BFGS

Os algoritmos Quase-Newton são algoritmos para sistemas não lineares que em seu método necessitam que apenas o gradiente da função objetivo esteja disponível em cada iteração. Ao mensurar mudanças no gradiente de uma iteração para outra, eles tentam construir um modelo para a função objetivo bom o bastante para produzir convergência do resultado [29]. Dentre os métodos quase Newton, o algoritmo de Broyden, Fletcher, Goldfarb e Shanno (BFGS) é considerado o mais eficiente e por isso o mais popular [30].

Experimentos têm mostrado que o método BFGS tem propriedades muito fortes de autocorreção, de modo que, se em alguma iteração a matriz contém informações ruins de curvatura, ele conduz a apenas algumas atualizações para corrigir essas imprecisões. Por esta razão, o método BFGS geralmente tem excelente funcionamento e uma vez perto de um mínimo, geralmente atinge alta velocidade de convergência [30].

2.8 EQUIPAMENTOS DE OPTOBOMETRIA

Para se adaptar lentes de contato escleral sem a utilização de caixas de prova, alguns dados biométricos do paciente devem ser adquiridos. Nesse tópico são apresentados dois tipos de equipamentos comerciais que são capazes de fornecer as medidas necessárias para a correta adaptação de lentes de contato esclerais.

2.8.1 Pentacam

O dispositivo Pentacam® (Oculus, Wetzlar, Alemanha) é constituído da combinação entre um sistema de iluminação por lâmpada com projeção de fenda e uma câmara Scheimpflug, que gira em torno do olho do paciente. Uma fina camada dentro do olho é iluminada através da lâmpada de fenda, e como ela não é totalmente transparente, espalha essa luz. Assim, uma imagem seccional é criada e capturada perpendicularmente pela câmara [31].

A câmara é orientada de acordo com o princípio de Scheimpflug, que descreve a orientação do plano focal de um sistema óptico quando o plano da lente não é paralelo ao da imagem [32]. Desta forma, é criada uma imagem do plano iluminado que aparece completamente nítida, desde a superfície anterior da córnea à superfície posterior do cristalino. Girando em torno do olho, o dispositivo formado pela câmara e pela lâmpada de fenda gera uma série de imagens da câmara anterior do olho orientadas radialmente. Na análise subsequente, os limites dos tecidos são detectados e as camadas de tecido são marcadas.

As imagens são gravadas e corrigidas em relação a um ponto comum de referência, e então colocadas juntas de modo a formar uma imagem tridimensional do olho. Os movimentos do olho durante a captura de imagens também são gravados por uma segunda câmara, e levados em conta também durante o cálculo. Todo esse processo leva aproximadamente 2 segundos, gerando 50 imagens. Dessa forma, é possível fazer uma descrição geométrica precisa do segmento anterior do olho.

Ademais, o Pentacam® possui um software de análise de dados do paciente, através do qual é possível armazenar os dados de um exame feito em qualquer paciente, e analisar cada uma das imagens capturadas. Pode-se também realizar medições de segmentos da câmara anterior do olho através dele, além de serem gerados mapas de topografia anterior e posterior da córnea. A Figura 14 apresenta um exemplo de exame com o Pentacam onde, (Figura 14-b) estão apresentadas graficamente as informações de curvatura anterior da córnea e espessuras ao longo de sua área. Na Figura 14(a) estão valores de curvatura corneana (anterior e posterior) no eixo vertical, no eixo horizontal e o valor médio dos dois. Logo abaixo,

ainda na Figura 14(a), estão apresentados os valores de espessura corneana e altura sagital do olho (ACD) [31].

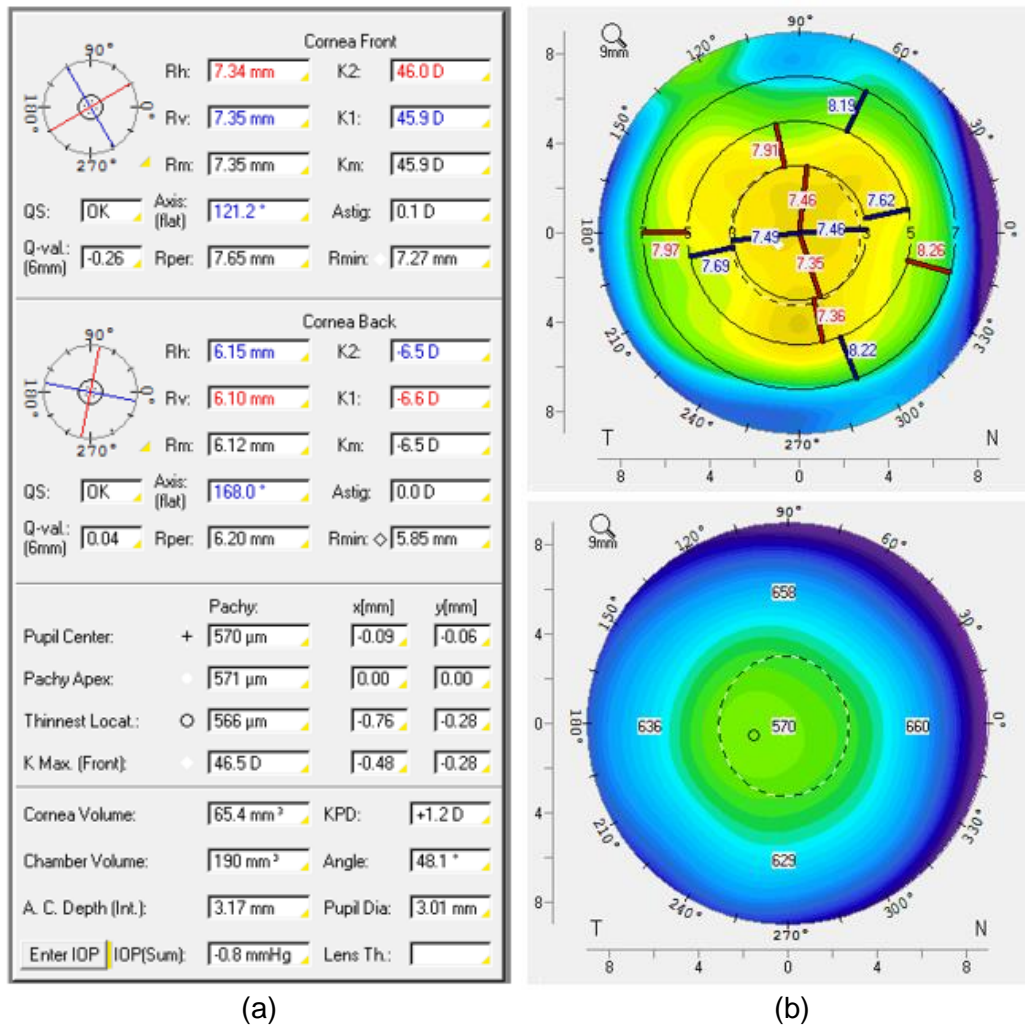


Figura 14:(a) Dados do paciente capturados pelo Pentacam®. (b) Análise gráfica de um olho teste.

2.8.2 Tomografia por Coerência Ótica – OCT

A Tomografia por Coerência Ótica (*Optical Coherence Tomography, OCT*) consiste em um exame de alta resolução que consegue capturar imagens nítidas da câmara anterior do olho. Essa tecnologia é análoga à ultrassonografia, diferenciando-se em utilizar luz no lugar de ondas sonoras.

Assim, as imagens seccionais são geradas através da análise da intensidade da luz refletida, através de um interferômetro. Esse aparelho possui uma fonte que emite um feixe de luz sobre um divisor (*beamsplitter*), e a luz que é transmitida por esse divisor incide diretamente sobre o tecido. Na saída do interferômetro há um sensor que capta o padrão de interferência formado pela referência e a luz que foi refletida pelo tecido. O interferômetro realiza a medida do tempo de atraso da onda, ao comparar um feixe que passa por um percurso de referência com um feixe da mesma fonte que passa pela amostra. Observa-se na Figura 15(a) o esquema do interferômetro, na Figura 15(b) a forma de onda de um comprimento coerente longo e na Figura 15(c) um comprimento coerente curto (padrão de interferência) [33][34].

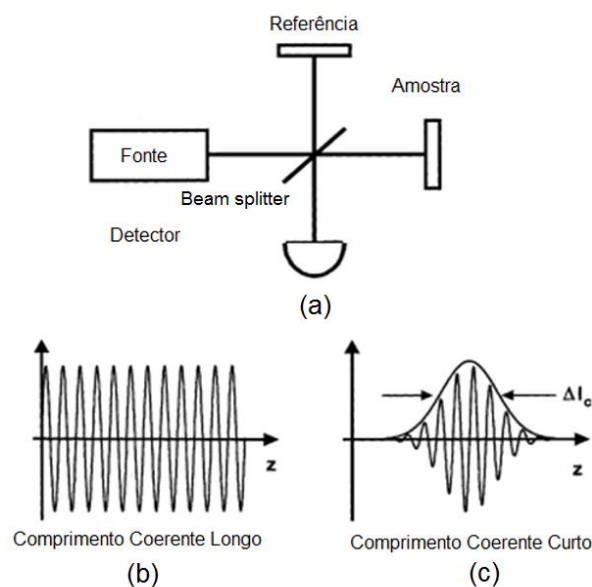


Figura 15: (a) Esquema básico de um interferômetro. (b) Feixe de referência. (c) Feixe refletido. Fonte: [33].

Ao fazer a detecção e processamento do sinal captado, a imagem seccional é formada, conforme ilustrado pela Figura 16 [33]:

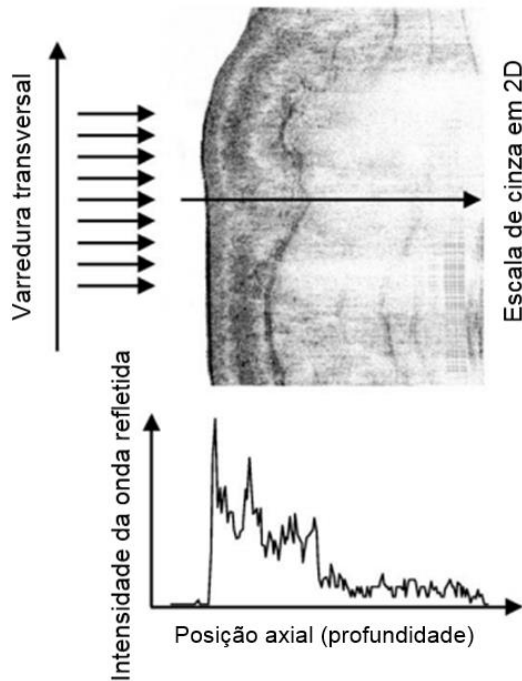


Figura 16: As imagens são construídas através da medição da intensidade da luz refletida. Fonte: [33].

Assim, através do exame de OCT é possível obter imagens seccionais da estrutura tecidual ocular em resolução micrométrica e em tempo real. Portanto, o OCT possui diversas aplicações, como o diagnóstico de doenças como glaucoma, edema macular proveniente de diabetes, e transpassa a área de oftalmologia em biópsias, análise de tecidos vasculares, guia de intervenção cirúrgica, dentre outros[33].

CAPÍTULO 3: ESTRATÉGIA DE TRABALHO

A proposta da plataforma de adaptação de lentes esclerais consiste em o médico selecionar um paciente candidato ao uso de lente escleral, adquirir suas informações biométricas oculares, realizar o exame de refração ocular e enviar os seguintes dados para o laboratório de fabricação:

- Raios médios anterior e posterior da córnea;
- Espessura da córnea;
- Comprimento da câmara anterior interno, isto é, distância entre o cristalino e a face posterior corneana (endotélio);
- Dioptria da lente.

O fabricante recebe os dados da biometria ocular e refratometria. Utilizando a plataforma computacional proposta neste trabalho, é executado o projeto e otimização da qualidade óptica da lente escleral a ser fabricada. As informações de saída da plataforma de projeto são os parâmetros da lente a ser fabricada:

- Raio e diâmetro das zonas ópticas anterior e posterior;
- Raio e diâmetro das zonas de transição anterior e posterior;
- Raio e diâmetro das zonas de apoio anterior e posterior;
- Valor de constante cônica ideal;
- Raio da borda da lente;
- Espessura central.

Estes dados possuem o formato necessário para alimentação do software de produção de lentes de contato, contido no equipamento torno de comando numérico computadorizado, citado no item 6.2.

Finalmente a lente é produzida, aferida através de equipamentos de medição de curvatura, espessura e poder dióptrico e entregue ao médico.

Para descrever cada etapa do processo de projeto, otimização, fabricação e testes das lentes esclerais proposto neste trabalho, o texto foi organizado como descrito a seguir:

1- Descrição do algoritmo híbrido para otimização de lentes:

Descrição das características e funcionamento do algoritmo hibridizado para realizar a otimização da parte óptica de lentes.

2- Simulações e testes com o algoritmo híbrido:

Nessa etapa são realizadas simulações e testes com o algoritmo híbrido para comprovar seu funcionamento.

3- Descrição da plataforma de adaptação de lentes esclerais:

Uma visão sistêmica da plataforma de otimização é apresentada nessa etapa.

4- Simulações com a plataforma de adaptação de lentes esclerais:

São realizadas simulações ópticas com duas lentes de teste (uma esférica e outra esférica) com dados fornecidos através da plataforma de adaptação.

5- Descrição do processo produtivo e fabricação das lentes de teste:

Descrição das etapas de fabricação de lentes esclerais através de técnicas de torneamento. São fabricadas uma lente esférica otimizada e outra esférica.

6- Caracterização das lentes fabricadas:

Medidas comparativas da qualidade óptica das lentes fabricadas.

CAPÍTULO 4: PLATAFORMA DE OTIMIZAÇÃO ÓPTICA

Para que a proposta de otimização óptica da lente de contato escleral seja realizada, foram definidas a estrutura do problema a ser solucionado, a sua função objetivo e a variável de decisão.

a) Problema de otimização

O problema de otimização é do tipo mono objetivo onde espera-se encontrar uma solução única que defina o valor de constante cônica ideal a ser adicionado à superfície anterior da lente para maximizar o valor de MTF e garantir sua melhor qualidade óptica.

b) Função objetivo

A função objetivo do projeto é definida como sendo uma “caixa-preta”⁵ contendo todos os cálculos realizados pelo software Zemax ao ser fornecido um valor de constante cônica em sua entrada.

c) Variável de decisão

A variável de decisão é o valor de MTF retornado pelo software Zemax a cada constante cônica fornecida.

Para que o problema de otimização fosse solucionado, a escolha do algoritmo de otimização foi realizada levando em consideração dois fatores importantes: a capacidade do algoritmo em localizar a solução ideal e apresentar razoável custo computacional, isto é, com boa velocidade de convergência.

Nesse contexto, dois algoritmos se sobressaíram: o algoritmo genético, com muito boa capacidade de busca espacial, porém com alto custo de processamento e o algoritmo determinístico BFGS com alta velocidade de convergência [30] e precisão de busca local.

⁵ Caixa-preta: é um conceito da Teoria dos Sistemas que designa um sistema fechado de complexidade potencialmente alta, com mecanismos de estrutura interna desconhecida ou que não é levado em consideração em sua análise, que limita-se, assim, a medidas das relações de entrada e saída.

Vale ressaltar que de acordo com a baixa complexidade do problema, outros métodos mais simplificados de otimização podem ser testados, porém a robustez dos algoritmos citados nos permite acrescentar futuramente novas possibilidades de otimização com mais objetivos.

4.1 MODELO DE ALGORITMO HÍBRIDO

Um modelo híbrido de algoritmo é proposto com o intuito de aproveitar a capacidade de busca espacial do algoritmo genético com a velocidade e precisão de busca local do método determinístico BFGS. Nesta proposta, é utilizado o algoritmo genético no início da execução do programa, limitado a um pequeno número de iterações, para nortear o ponto de máximo global, isto é, encontrar a direção do topo da resposta correta. Deste momento em diante, o algoritmo BFGS se encarrega de realizar a busca do ponto ótimo com precisão e baixo custo computacional.

Faz-se necessário acrescentar que o tempo de processamento do algoritmo é uma variável essencial para o trabalho pois está diretamente relacionada ao tempo de produção da lente de contato escleral.

4.1.1 Estrutura do código híbrido

O algoritmo proposto é estruturado basicamente de acordo com o fluxograma da Figura 17, onde:

1. Na primeira etapa do algoritmo é estabelecida a comunicação com o software Zemax e as informações de biometria ocular de um paciente teste e lente são carregadas no modelo de olho de Liou e Brennan [21].

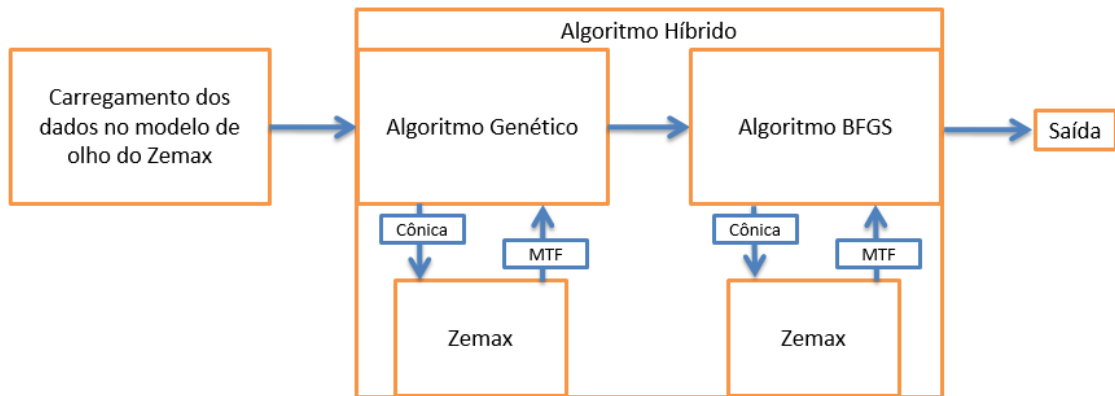


Figura 17: Fluxograma do algoritmo híbrido

2. Na segunda etapa o algoritmo genético é iniciado com limite de 20 valores aleatórios de constantes cônicas (população inicial) no intervalo definido de $[-5$ a $0]$ e número de iterações restrito a cinco.

Ao final das 5 iterações, o algoritmo genético retorna o seu melhor indivíduo que é um valor de constante cônica próximo do ideal.

3. Na terceira etapa o método BFGS é iniciado com o valor de constante cônica próximo ao ótimo, deste ponto em diante o método BFGS localiza o ótimo global forma exata e rápida.
4. Na quarta etapa (saída) o algoritmo retorna o valor ideal de constante cônica da lente determinada, bem como o valor teórico de MTF e o tempo de execução total do algoritmo híbrido.

4.2 OTIMIZAÇÃO DE PARÂMETRO USANDO ALGORITMO HÍBRIDO

Como teste do algoritmo híbrido proposto, foi realizada a otimização de uma lente de teste de 4 dioptrias. Seu resultado foi comparado com a mesma lente, porém esférica.

O resultado da análise comprova o funcionamento do algoritmo híbrido através dos valores de MTF obtidos.

Em seguida, a análise é estendida para diferentes biometrias de olho humano para comprovar a robustez de resposta do software.

4.2.1 Análise da qualidade óptica de uma lente de teste de 4 dioptrias com otimização.

Nesta seção o algoritmo de otimização híbrido descrito no item 4.2 é utilizado para obtenção da constante cônica ideal da lente de teste. Os resultados obtidos podem ser vistos na Figura 18.

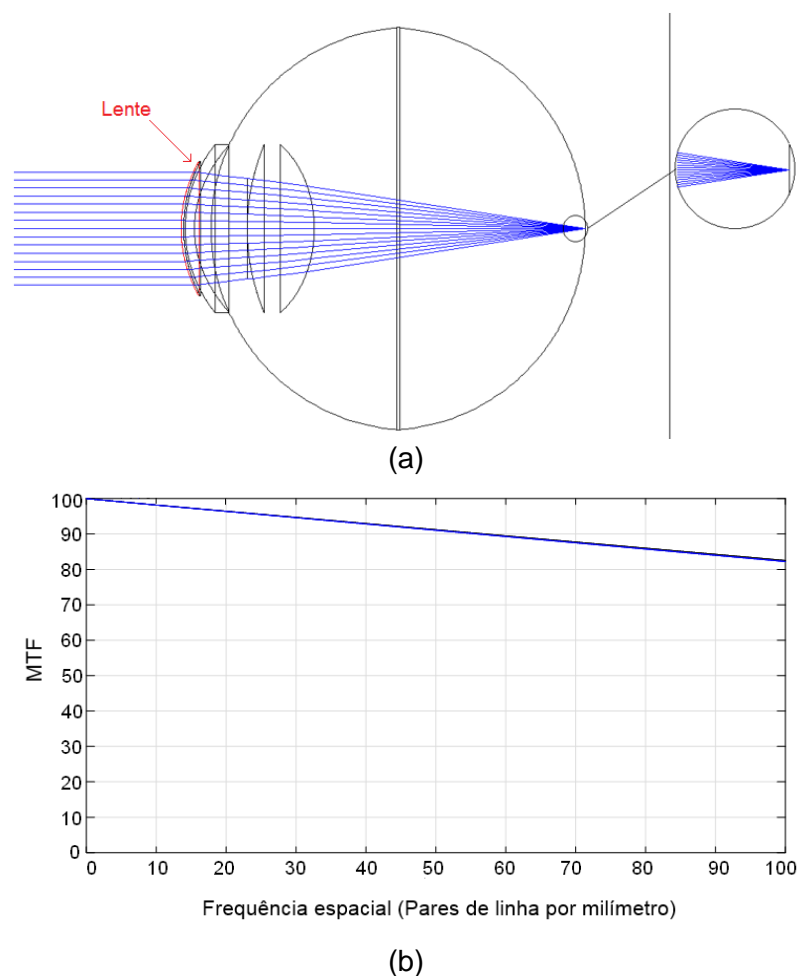


Figura18: (a) Modelo de refração do olho em foco. (b) Gráfico representando a alta qualidade óptica da lente testada.

Pode-se observar através da Figura 18(a) que os raios focam em um único ponto e na Figura 18(b) é reportado um valor de MTF (100 pl/mm) de 82,44% (limite de difração do sistema: MTF = 82,52%). O resultado ótimo de constante cônica retornado pelo software foi de -0,279.

A Figura a seguir representa uma análise qualitativa de como uma imagem de teste original (Figura 19-a) é projetada após passar pela lente otimizada (Figura 19-b).

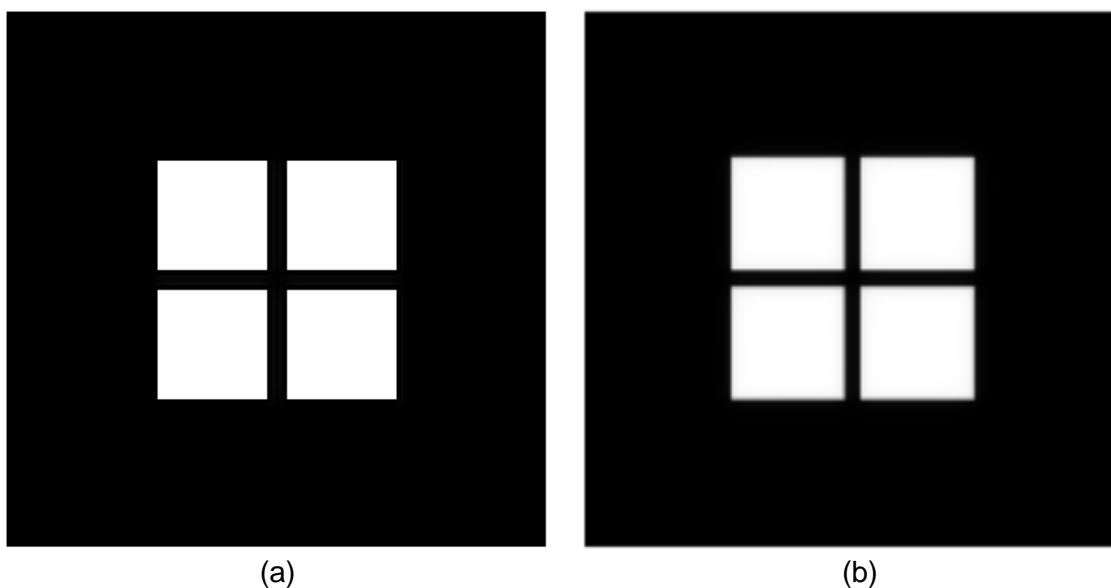


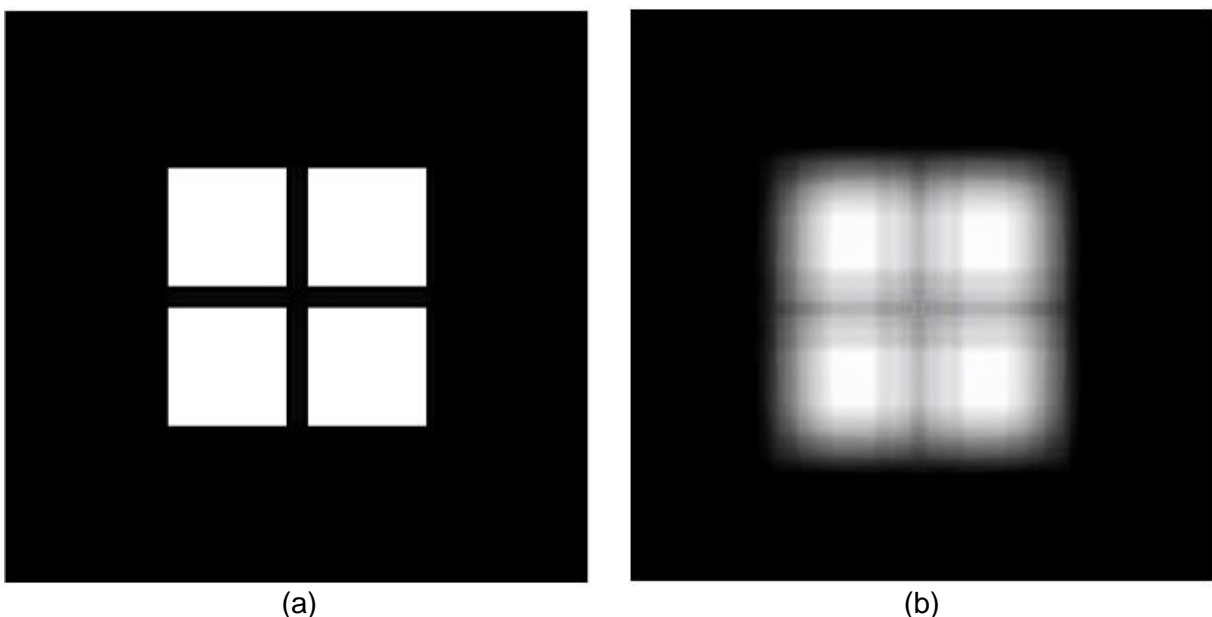
Figura 19: (a) Representação gráfica da imagem original. (b) Representação gráfica de como a imagem seria visualizada com a utilização da lente otimizada.

O valor de MTF reportado pela Figura 18(b) é considerado um bom resultado, uma vez que está muito próximo do limite máximo teórico de MTF e permitiu a visualização do objeto de teste (Figura 19-a), representado por uma janela, com grande nitidez (Figura 19-b).

É importante ressaltar que a escolha de uma constante cônica incorreta pode causar grande prejuízo à qualidade óptica da lente, conforme ilustrado na Figura 20, onde em Figura 20(a) observa-se a imagem original e em Figura 20(b) a projeção dessa imagem com a utilização de uma constante cônica aleatória (no limite de -5 a 0) adicionada à curvatura anterior da lente de teste.

4.2.2 Análise da qualidade óptica de uma lente de teste de 4 dioptrias sem otimização.

Posteriormente uma lente sem otimização, isto é, com constante cônica igual a zero foi avaliada. Os resultados são mostrados na Figura 21, em que os raios não se concentram num único ponto (Figura 21-a). Dessa forma, o valor de MTF é baixo (Figura 21-b), tornando claros os efeitos da aberração esférica reportados no item 2.6.1.



(a) Representação gráfica da imagem original. (b) Representação gráfica de como a imagem seria visualizada com a utilização da lente com uma constante cônica aleatória.

Com valor de constante cônica igual a zero o algoritmo retornou um valor de MTF(100 pl/mm) igual a 7,78%. Este valor é considerado baixo (a linha superior representa o valor máximo que poderia ser atingido, MTF = 82,52%). Contudo, tal valor de MTF não impede que o objeto seja interpretado pelo observador, caso esteja utilizando uma lente esférica como pode ser visto na Figura 22(b).

4.2.3 Teste do algoritmo híbrido para diferentes valores de biometria corneana.

A análise do algoritmo Híbrido considerando uma ampla faixa de curvaturas corneanas foi realizado para 13 lentes de diferentes valores dióptricos, levando em consideração a faixa de possíveis curvaturas anteriores de olhos humanos proposto por Bo Tan em sua tese de 2009 [26].

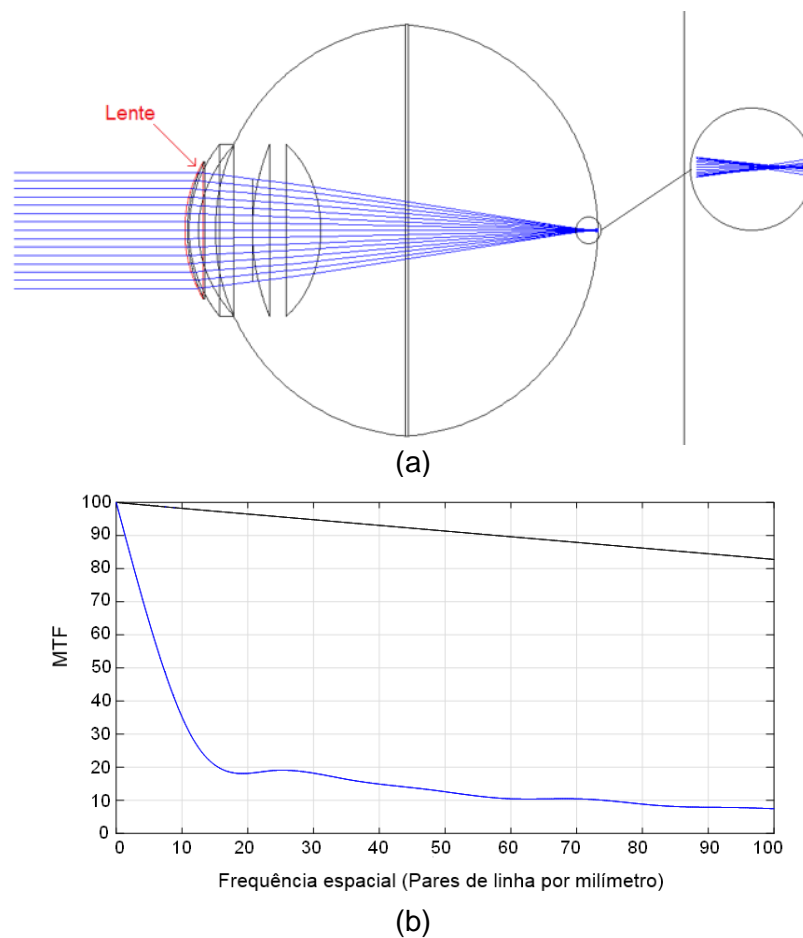


Figura 21: (a) Modelo de refração do olho desfocado. (b) Gráfico representando a baixa qualidade óptica da lente testada.

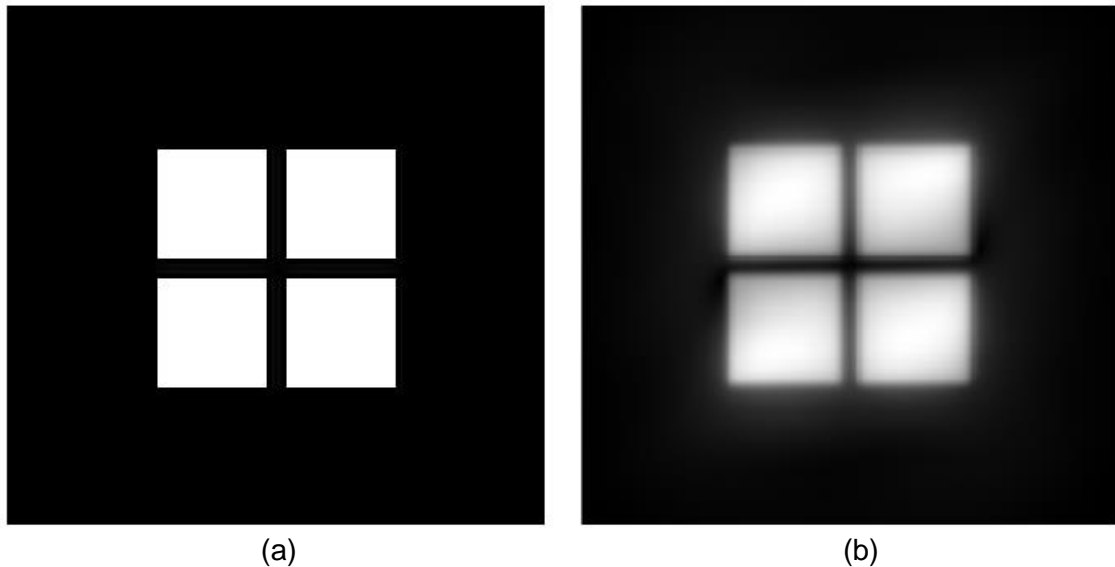


Figura 22: (a) Representação gráfica da imagem original. (b) Representação gráfica de como a imagem seria visualizada com a utilização da lente esférica.

O teste em questão foi reportado na Tabela 1 onde, na primeira e segunda colunas, estão valores de entrada do algoritmo: raio corneano e o respectivo poder dióptrico da lente. As colunas de constante cônica, MTF e tempo de processamento⁶ são valores retornados pelo algoritmo híbrido após a otimização.

Tabela 1: Teste do algoritmo híbrido para 13 diferentes valores de curvaturas corneanas.

Córnea (mm)	Poder (D)	Cônica	MTF@100 pl/mm⁷ (%)	Tempo (s)
7,00	-2,3764	-0,266	82,35	97,0516
7,15	-1,4789	-0,265	82,35	102,8150
7,30	-0,6153	-0,263	82,35	112,4616
7,35	-0,3347	-0,263	82,34	98,5801
7,40	-0,0576	-0,263	82,34	107,0267
7,47	0,3247	-0,262	82,36	109,0845
7,53	0,6471	-0,261	82,36	99,1091
7,60	1,0172	-0,260	82,36	105,0452
7,70	1,5353	-0,259	82,36	104,6501
7,85	2,2894	-0,258	82,36	105,8560
8,00	3,0172	-0,256	82,36	116,5243
8,15	3,7201	-0,254	82,36	105,3883
8,40	4,8397	-0,251	82,37	95,6065

⁶ O tempo de processamento é considerado utilizando um computador com processador Intel Core I5 1.6 GHz e 4 GB de memória RAM.

⁷ O limite de difração nesse teste foi de MTF@100 pl/mm = 82,48.

De acordo com os resultados, pode-se concluir que o algoritmo híbrido permite o retorno das constantes cônicas otimizadas para as diversas curvaturas corneanas testadas, gerando alto MTF (com valor muito próximo ao limite máximo do sistema) em um tempo médio de 105 segundos.

4.3 DESEMPENHO COMPARATIVO ENTRE SOFTWARES DE OTIMIZAÇÃO

Como segunda parte da análise do trabalho proposto e após validado o funcionamento do algoritmo híbrido, foi realizada a comparação do desempenho dos algoritmos: puramente BFGS, puramente genético e finalmente o algoritmo híbrido genético e BFGS. Para tanto os testes abaixo foram executados utilizando uma lente de 4 dioptrias.

4.3.1 Algoritmo BFGS

Para análise do problema proposto usando somente o algoritmo BFGS foram realizados testes com 5 valores distintos de ponto de partida (valores de constante cônica) dentro do limite de busca de -5 a 0.

Tabela 2: Teste com algoritmo BFGS

Ponto de partida	MTF@100 pl/mm (%)	Iteração	Tempo de processamento (s)
0	11,70	0	4,949017
-1	11,44	0	5,711302
-2	9,70	7	24,670184
-3	7,36	0	4,109644
-4	6,96	8	27,804823
-5	6,81	0	3,835138

De acordo com a Tabela 2, o algoritmo BFGS tem baixo tempo de processamento, porém apresenta convergência prematura em máximos locais, visto que o MTF

esperado está em torno do limite de difração de 82,5%. Dessa forma, para conseguir uma boa performance do algoritmo BFGS é necessário posicionar o ponto de partida (local de início de busca) mais próximo do valor ideal de constante cônica.

4.3.2 Algoritmo genético

O teste a seguir é realizado utilizando somente o algoritmo genético. As entradas e saídas são descritas na Tabela 3.

De acordo com os resultados, o algoritmo genético tem boa convergência, como mostrado na Figura 23. O resultado da função, em MTF, é a resposta do modelo de sistema óptico para vários valores de constantes cônicas testadas como entrada da função objetivo.

Tabela 3: Teste com o algoritmo genético

Entradas		Saídas	
População	12	Constante cônica	-0,2749
Iterações	30		
Limite de busca	-5 to 0	MTF@100 pl/mm (%)	82,36
Taxa de cruzamento	0,8	Tempo (s)	326,7735
Taxa de mutação	0,2		

O gráfico de convergência da Figura 23 mostra que em 30 iterações disponíveis o algoritmo genético atinge ótimo resultado após a vigésima oitava iteração, mas apresenta alto custo de processamento (Tabela 3), 18 vezes maior se comparado com a média do método BFGS.

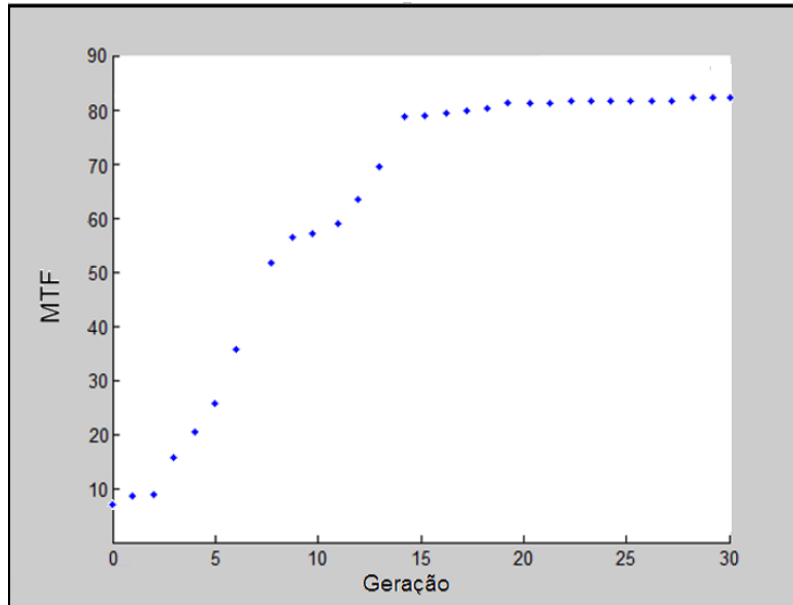


Figura 23: Gráfico de convergência do algoritmo genético.

4.3.3 Algoritmo híbrido

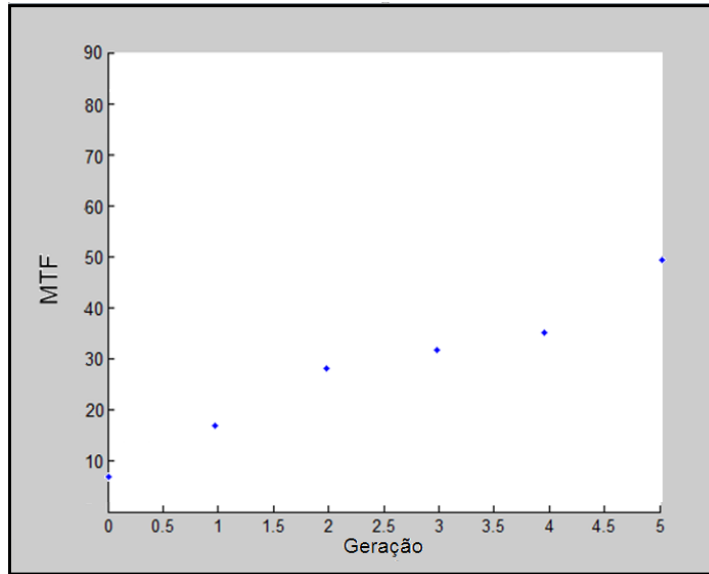
Nesta etapa o algoritmo híbrido é analisado. No primeiro estágio utiliza-se o algoritmo genético com limitado número de iterações⁸ seguido do BFGS. As entradas e saídas são mostradas na Tabela 4 e os resultados gráficos na Figura 24.

⁸ De acordo com testes ficou concluído que 5 iterações do algoritmo genético é o suficiente para obter o direcionamento necessário para o algoritmo BFGS atingir o valor ótimo de constante cônica.

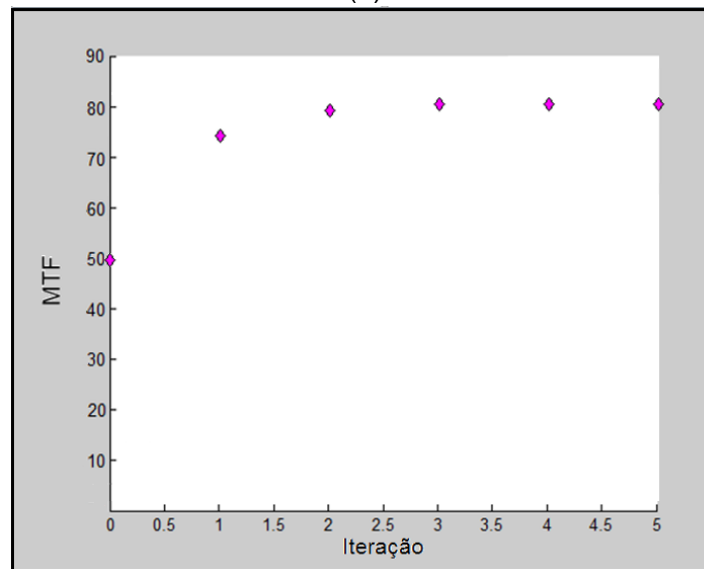
Tabela 4: Teste com o algoritmo híbrido

1º Estágio (Genético)			
Entradas		Saídas	
População	12	Constante Cônica	-0,3050
Iterações	5		
Limite de busca	-5 a 0	MTF@100 pl/mm (%)	49,78
Taxa de Cruzamento	0,8	Tempo (s)	72,9550
Taxa de Mutação	0,2		
2º Estágio (BFGS)			
Entradas		Saídas	
Ponto de Início	-0,305	Constante Cônica	-0,2749
Tolerancia Epsilon	1e-10	MTF@100 pl/mm (%)	82,36
Limite de busca	-5 a 0	Tempo (s)	39,8933
		Iterações	6
Tempo total de execução (s)			112,848

Pode-se observar que o algoritmo genético, com poucas iterações, atinge um resultado de cônica de -0,305 e aproximadamente 49,8% de MTF@100 pl/mm (Figura 24-a). Esse valor é utilizado pelo algoritmo BFGS (Figura 24-b) como ponto de partida na localização do valor ideal da constante cônica, elevando o MTF da lente analisada para um valor de 82,36% (@100 pl/mm), muito próximo ao limite de difração de aproximadamente 82,5%. O tempo de execução total foi de 112,848 segundos, três vezes melhor se comparado ao algoritmo genético puro.



(a)



(b)

Figura 24: (a) Gráfico de convergência do algoritmo genético no primeiro estágio. (b) Gráfico de convergência do algoritmo BFGS direcionado.

CAPÍTULO 5: PLATAFORMA DE ADAPTAÇÃO DE LENTES ESCLERAIS

A plataforma de adaptação de lentes esclerais consiste na proposta de um software onde os dois objetivos do trabalho são incorporados: a escolha da lente ideal para o paciente através da sua biometria ocular e a sua otimização da qualidade óptica.

Nesse capítulo serão abordados os seguintes temas:

- Aquisição e manipulação de informações de biometria ocular utilizando o equipamento escolhido como exemplo, o Pentacam.
- Descrição do processamento interno do software, desde a entrada dos dados de biometria até a saída com as informações de produção da lente.
- Descrição de como a lente ideal é selecionada para o paciente.

5.1 INFORMAÇÕES DE ENTRADA (OBTIDAS ATRAVÉS DO MÉDICO OFTALMOLOGISTA)

Como primeiro passo para apresentação do software, é necessário adquirir informações biométricas de um exame de paciente real no equipamento Pentacam. O exame é mostrado na Figura 25.

Nas informações da Figura 25, os dados necessários para alimentação do software são:

- a) **raC** (Raio anterior médio da córnea) – Rm superior;
- b) **rpC** (Raio posterior médio da córnea) – Rm inferior;
- c) **espC** (Espessura central da córnea) –Paquimetria no centro pupilar (Pachypupilcenter);
- d) **ACD** (Comprimento de câmara anterior ACD - *Anterior ChamberDepth*) – A.C.Depth (Int.).

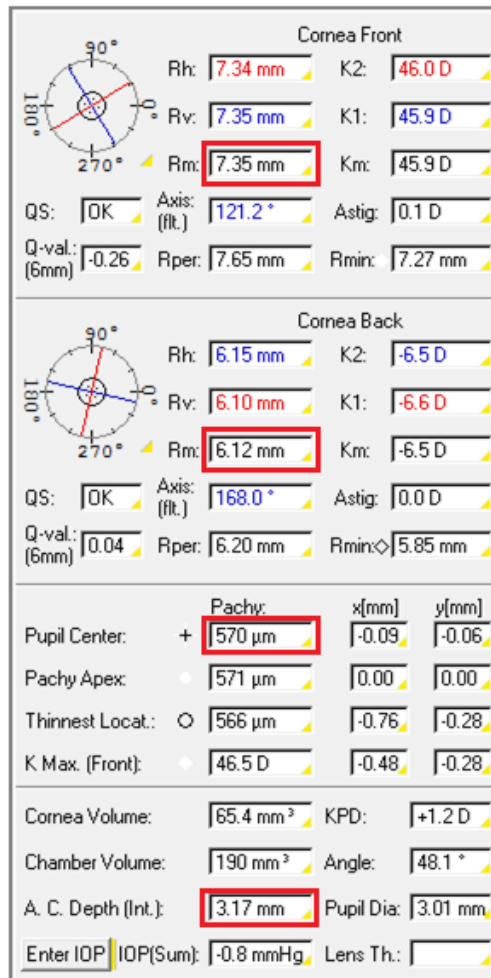


Figura 25: Imagem de uma das telas de dados biométricos do paciente teste do Pentacam, valores utilizados no projeto estão destacados em retângulos vermelhos.

Como dado complementar, é necessário que seja informado o valor da dioptria desejada para a lente, essa informação é obtida através do exame de refração ocular realizada no consultório médico.

No caso do presente teste, será usado um valor alto de dioptria = -20 D⁹.

5.2 PROCESSAMENTO INTERNO DO SOFTWARE

O fluxograma de processamento interno do software é apresentado na Figura 26, onde cada bloco é detalhado a seguir.

⁹ Lentes com valores altos de dioptria evidenciam a incidência de aberrações esféricas.

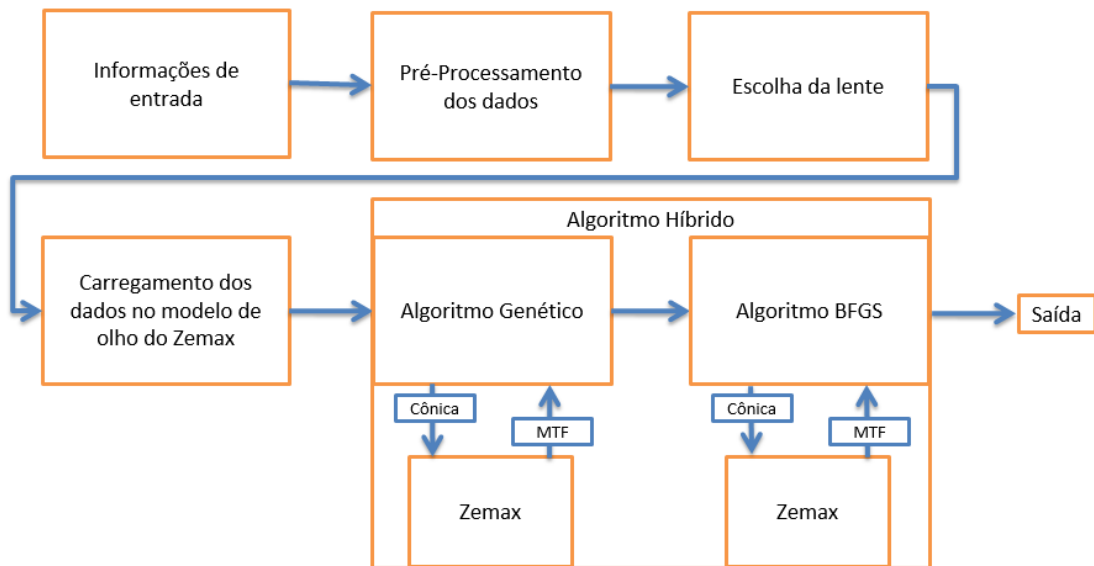


Figura 26: Fluxograma básico do software

5.2.1 Bloco 1: Informações de entrada

As informações de entrada são os valores de biometria ocular e dioptria da lente. Esses valores são carregados no software conforme a Figura 27.

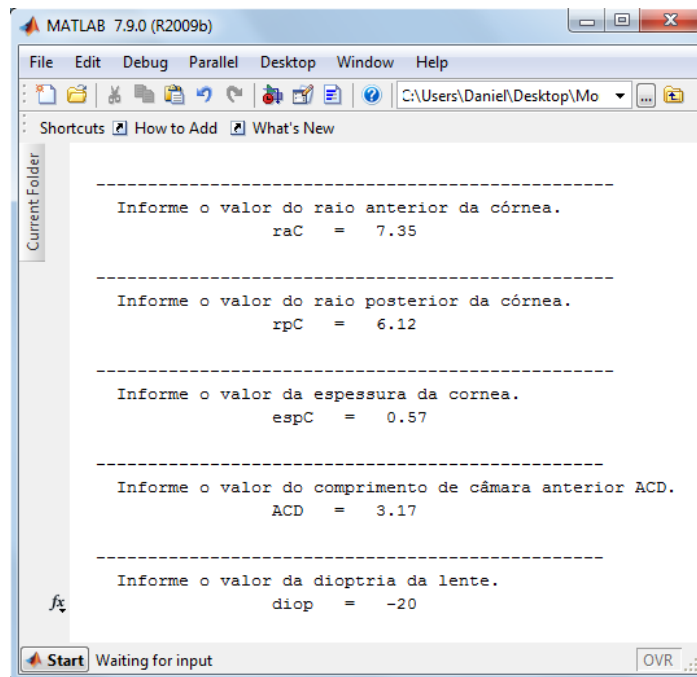


Figura 27: Dados de entrada do software

5.2.2 Bloco 2: Pré-processamento dos dados

No pré-processamento, os dados de entrada adquiridos no bloco anterior são manipulados para se obter informações para desenho do olho do paciente e posteriormente a definição da lente que melhor adaptará.

O modelo de desenho de olho é apresentado na Figura 28, onde:

A (profundidade de câmara anterior total) = **ACD** + **espC** (Espessura central da córnea)¹⁰

B (Raio anterior médio da córnea) = **raC**

C (diâmetro da córnea) = $\sqrt{(2 * A * B - A^2) * 4}$ (1)

D (raio da esclera) = 12 mm ¹¹.

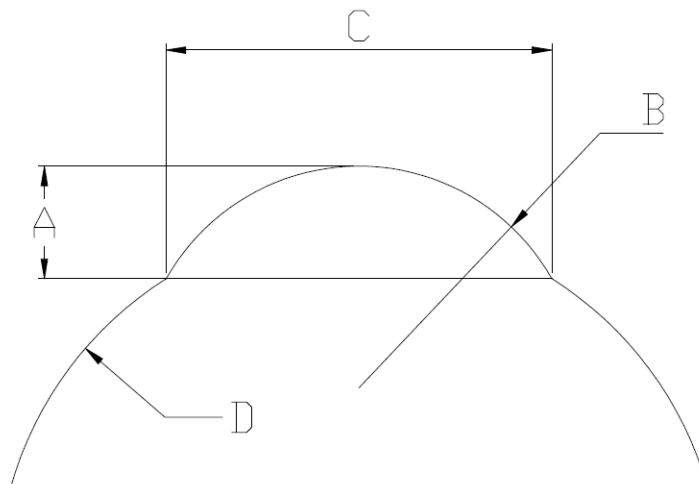


Figura 28: Modelo para desenho de olho

¹⁰ O valor ACD "*Anterior chamber depth*" no equipamento Pentacam representa a profundidade de câmara anterior interna [31], isto é, a distância entre o cristalino e a primeira camada de células da córnea (endotélio), sem considerar sua espessura.

¹¹ O valor de 12 mm admitido para D é um valor médio de curvatura escleral [21].

De acordo com os dados de entrada, é desenhado o olho do paciente (Figura 29).

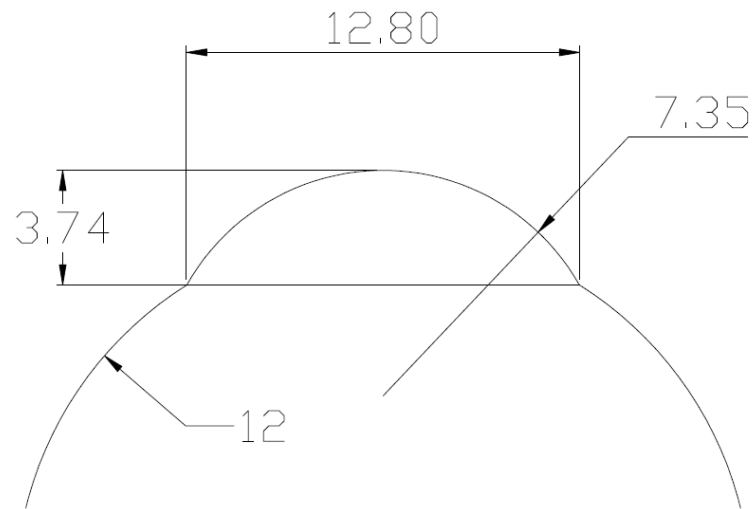


Figura 29: Desenho do olho do paciente teste

5.2.3 Bloco 3: Escolha da lente

O desenho de olho do paciente com suas medidas serve de base para escolha da lente escleral, que possui em sua estrutura valores fixos e variáveis para seu correto encaixe (Figura 30). Os valores fixos foram pré-definidos empiricamente em testes desenvolvidos na empresa Mediphacos com diversos desenhos de lentes de contato anteriores a esse trabalho.

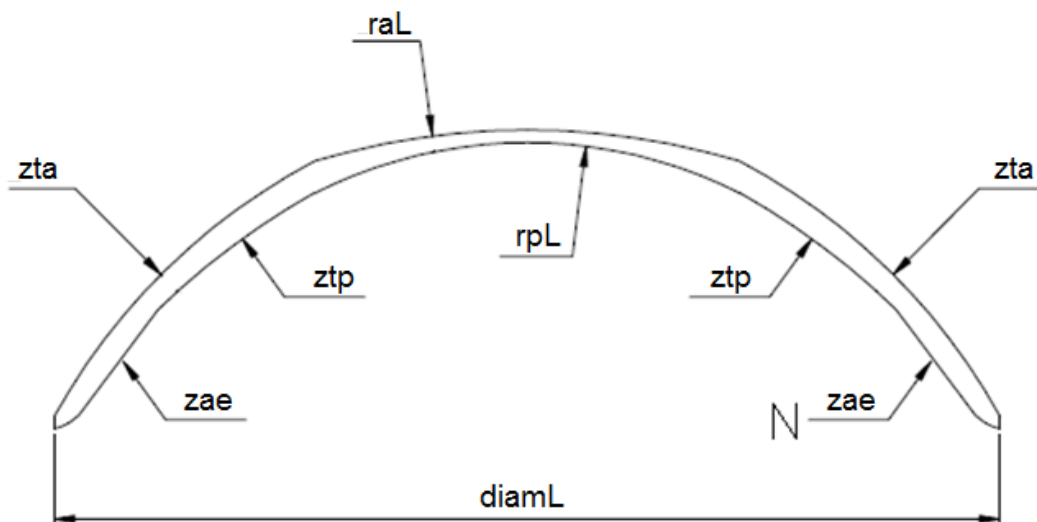


Figura 30: Estruturas da lente escleral

Onde:

zta e ztp - Zonas de transição anterior e posterior, regiões variáveis que possuem a função de se adaptarem à altura sagital corneana;

raL- Curva anterior, região variável que define o poder dióptrico da lente;

rpL- Curva base ou posterior, região variável que acompanha a curvatura da córnea do paciente;

diamL - Diâmetro da lente, região fixa;

zae - Zonas de apoio escleral, regiões fixas.

A Figura 31 apresenta um exemplo didático de como a lente se posiciona no olho teste.

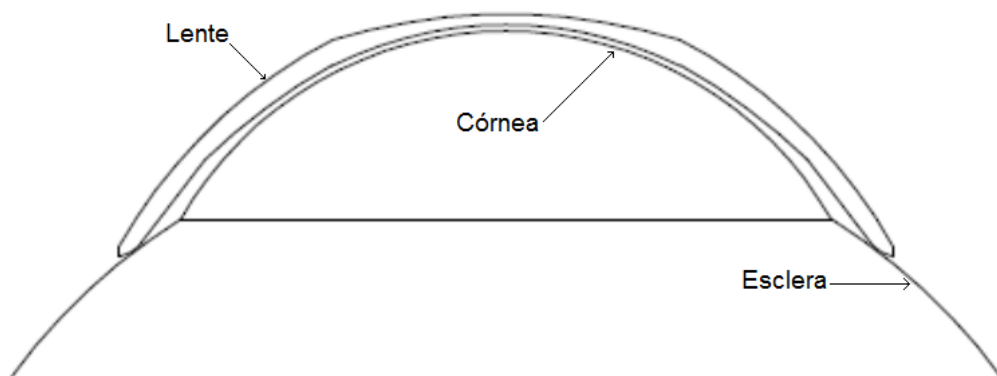


Figura 31: Lente adaptada ao olho teste

5.2.4 Bloco 4: Carregamento dos dados no modelo de olho do Zemax

Após definida a lente com a melhor adaptação, é necessário carregar os seus dados no modelo de olho do Zemax para que seja realizada a otimização óptica através do Algoritmo Híbrido.

Os dados carregados no modelo de olho do Zemax são:

- a) Curvatura anterior da lente. O raio de curvatura anterior, **raL** (mm), é definido por: poder desejado da lente, **diop** (d), espessura central da lente, **espL** (mm), índice de refração do material, **idxr**, e raio de curvatura posterior da lente, **rpL** (mm), através da seguinte equação [35]:

$$raL = \frac{\left(1 + \frac{(espL * (idxr - 1))}{(idxr * rpL)}\right)}{\left(\frac{diop}{1000 * (idxr - 1)} + \left(\frac{1}{rpL}\right)\right)} \quad (2)$$

- b) O valor de espessura central da lente (**espL**) é fixo em 0.2 mm (valor definido como o menor possível através de testes empíricos com a plataforma de lente escleral)¹².
- c) O índice de refração do material (**idxr**) é fornecido pelo fabricante da matéria prima da lente, 1,424 [36].
- d) O raio de curvatura posterior da lente (**rpL**) é definido como sendo o valor da curvatura anterior da córnea somado ao espaço de reservatório lacrimal desejado. O valor da espessura do reservatório lacrimal, que é a distância entre a córnea do paciente e a curvatura posterior da lente, é definido pelo médico na hora da adaptação da lente e pode variar de 0,1 mm a 0,4 mm [2]. Nesse trabalho optamos por utilizar o valor de 0,2 mm:

$$rpL = raC + 0.2 \quad (3)$$

- e) O raio de curvatura anterior médio da córnea (**raC**).
- f) A espessura da córnea (**espC**).
- g) O raio de curvatura posterior médio da córnea (**rpC**).

Os demais valores, apresentados na Figura 32, permanecem como proposto no modelo de olho de Liou e Brennan [21].

¹² Uma lente fina garante maior transmissão de oxigênio para a córnea[1].

Surf	Type	Comment	Radius	Thickness	Glass	Semi-Diameter	Conic
OBJ	Standard	OBJECT	Infinity	Infinity		0.000000	0.000000
1	Standard	INPUT BEAM	Infinity	10.000000		5.348230	0.000000
2*	Standard	LC Anterior	11.818500	0.200000	1.42,0,0	4.310000 U	0.000000 V
3*	Standard	LC Posterior	7.550000	0.200000	1.34,0,0	3.420000 U	0.000000 V
4*	Standard	FRONT CORNEA	7.350000	0.570000	1.38,50,2	5.000000 U	-0.180000 V
5*	Standard	BACK CORNEA	6.120000	1.000000	1.34,50,2	5.000000 U	-0.600000 V
6*	Standard	DUMMY	12.000000	2.160000	1.34,50,2	11.980000 U	0.000000 V
STO	Standard	PUPIL	Infinity	0.000000	1.34,50,2	5.000000 U	0.000000 V
8*	Gradient 3	FRONT LENS	12.400000	1.590000		5.000000 U	-0.940000 V
9*	Gradient 3	FRT/BCK INTER..	Infinity	2.430000		5.000000 U	0.000000 V
10*	Standard	BACK LENS	-8.100000	25.867612	1.34,50,2	5.000000 U	0.960000 V
IMA	Standard	RETINA	-12.000000	-		11.980000 U	0.000000 V

Figura 32: Parâmetros carregados no modelo de olho de Liou e Brennan no Zemax.

5.2.5 Bloco 5: Algoritmo Híbrido

Após carregadas as informações da lente no Zemax, o software executa o algoritmo híbrido que, conforme descrito no Capítulo 4, faz a escolha da constante cônica que irá maximizar a qualidade óptica da lente de teste.

5.2.6 Bloco 6: Saída

Os dados de saída do software são informações necessárias para a produção da lente no processo produtivo:

- Raio da zona óptica posterior = 7,55 mm;
- Diâmetro da zona óptica posterior = 7,73 mm;
- Raio da zona de transição posterior = 11,72 mm;
- Diâmetro da zona de transição posterior = 12,00 mm;
- Raio da zona de apoio posterior = 12,00 mm;
- Diâmetro da zona de apoio posterior = 14,44 mm;
- Raio da borda da lente = 0,18 mm.

Raio da zona óptica anterior = 11,82 mm;
Diâmetro da zona óptica anterior = 6,84 mm;
Raio da zona de transição anterior = 10,23 mm;
Diâmetro da zona de transição anterior = 12,00 mm;
Raio da zona de apoio anterior = 12,00 mm;
Diâmetro da zona de apoio anterior = 15 mm;
Valor de constante cônica anterior = 0,918;
Espessura central = 0,20 mm.

CAPÍTULO 6: SIMULAÇÃO, PRODUÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DAS LENTES DE TESTE

Nesse capítulo serão realizadas simulações ópticas, produção e caracterização das lentes de teste com o intuito de verificar os resultados obtidos com a plataforma proposta no capítulo anterior, para tal foram consideradas duas lentes esclerais:

1. Lente de dioptria -20, esférica otimizada (dados de saída do software, item 5.2.6);
2. Lente de dioptria -20, esférica (dados de saída do software, utilizando constante cônica igual a zero).

6.1 SIMULAÇÕES ÓPTICAS

Testes qualitativos e quantitativos utilizando dados do software de adaptação foram realizados para o paciente teste com necessidade de correção -20 dioptrias.

6.1.1 Testes qualitativos

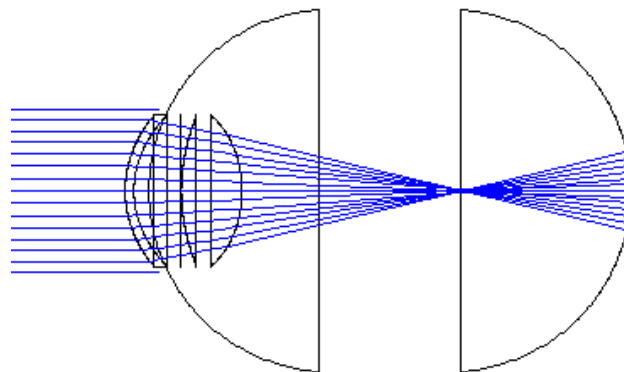
As simulações a seguir demonstram, qualitativamente, como a projeção de uma paisagem ocorrerá na retina do paciente teste sem correção óptica, com correção de lente esférica e com correção de uma lente esférica otimizada.

6.1.1.1 Teste de visão do paciente sem correção óptica.

O primeiro teste se refere à visão do paciente de teste, nesse ensaio é feita a simulação de como ele, com alta miopia (grau -20), enxergaria uma paisagem sem o auxílio de correção óptica, Figura 33(a).



(a)



(b)

Figura 33: (a) Imagem de uma paisagem projetada na retina sem correção óptica ocular. (b) Diagrama de como os raios são focados em um olho com alta miopia.

Pode-se observar na Figura 33(b) que um paciente com alta miopia possui um olho muito longo e o sistema óptico natural não compensou essa anormalidade, causando um foco muito antes da retina.

6.1.1.2 Teste de visão do paciente com uma lente esférica, sem otimização óptica.

No modelo de olho anterior, é acrescentado uma lente esférica para correção da miopia, os resultados são apresentados na Figura 34.

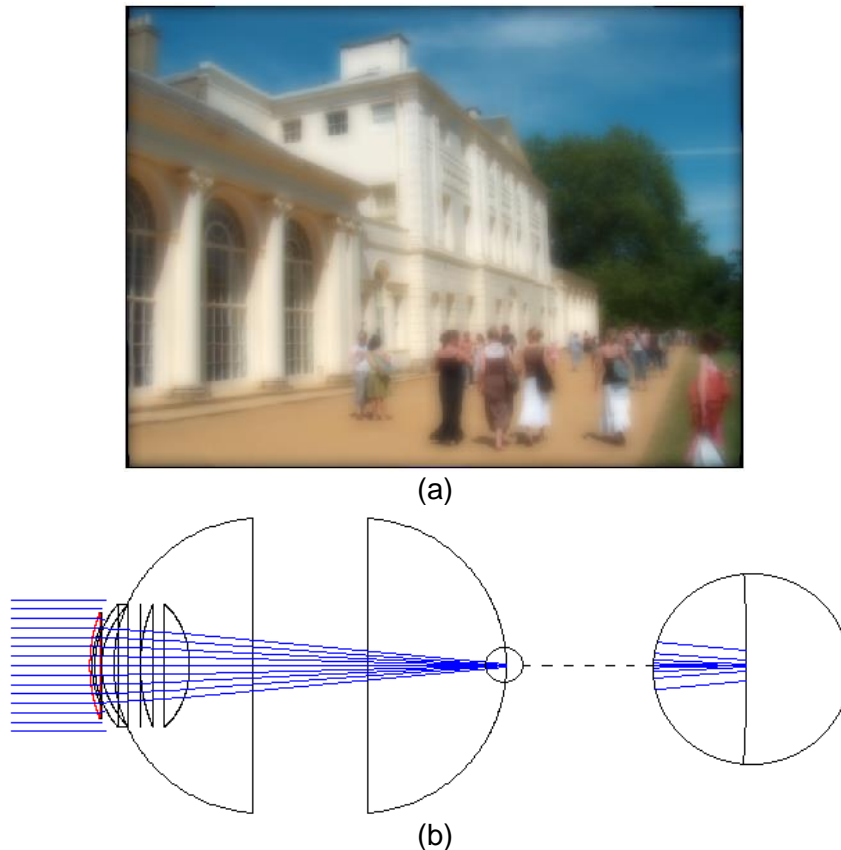


Figura 34: (a) Imagem de uma paisagem projetada na retina com correção óptica de uma lente esférica. (b) Diagrama de como os raios são focados no olho.

A Figura 34(a) apresenta a imagem de uma paisagem projetada na retina um pouco desfocada, devido à incidência de aberração esférica na lente sem correção. A falta de um ponto focal bem definido na Figura 34(b) exemplifica isso. Vale observar que o nível de satisfação de um paciente que antes enxergava apenas borrões é satisfatório com o uso dessa lente.

6.1.1.3 Teste de visão do paciente com uma lente esférica otimizada.

A mesma lente do teste anterior é testada, porém com a substituição da curvatura anterior esférica por uma esférica com sua constante cônica otimizada. Figura 35.

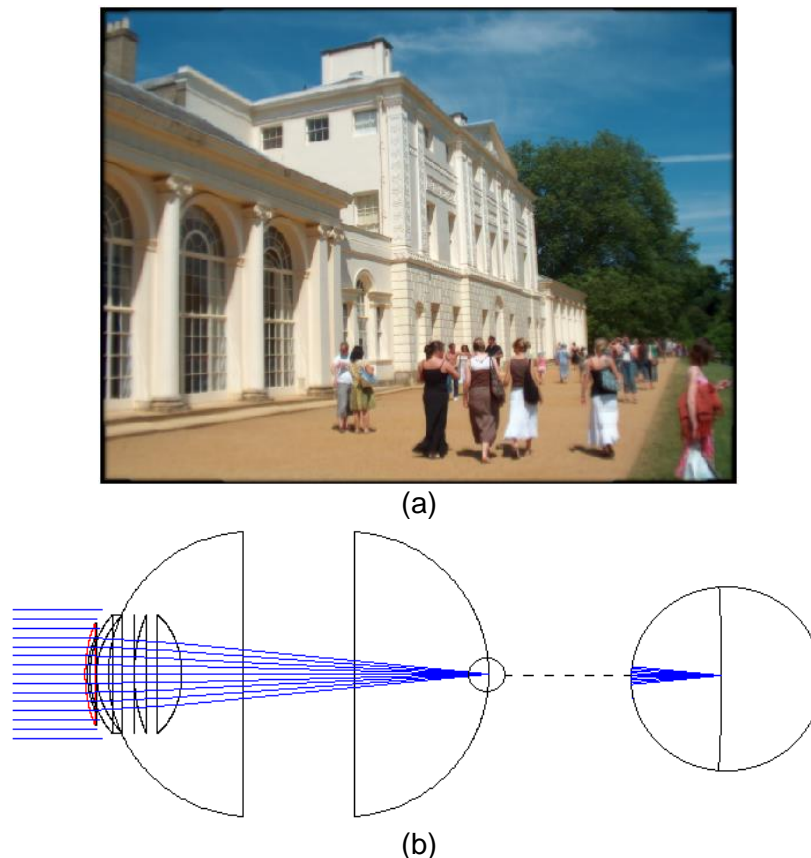


Figura 35: (a) Imagem de uma paisagem projetada na retina com correção óptica de uma lente esférica. (b) Diagrama de como os raios são focados no olho.

Pode-se observar na figura 35(a) que a imagem projetada na retina com a lente esférica é melhor que a 34(a). Ela possui uma nitidez maior por carregar componentes de alta frequência¹³ que foram filtrados na imagem anterior devido a incidência da aberração esférica. A Figura 35(b) apresenta o diagrama ocular com um foco muito bem definido na retina.

¹³ Quando imagens são analisadas no domínio da frequência, os seus detalhes (bordas, quinas e outras transições abruptas de cor) são representados por espectros de altas frequências [37].

Uma comparação direta é apresentada na Figura 36.



Figura 36: (a) Imagem com lente esférica. (b) Imagem com lente asférica.

6.1.2 Testes quantitativos

Em nova simulação óptica com o software Zemax, testes quantitativos com as duas lentes são realizados para comparar os resultados teóricos de MTF de cada uma. Os gráficos são apresentados na Figura 37.

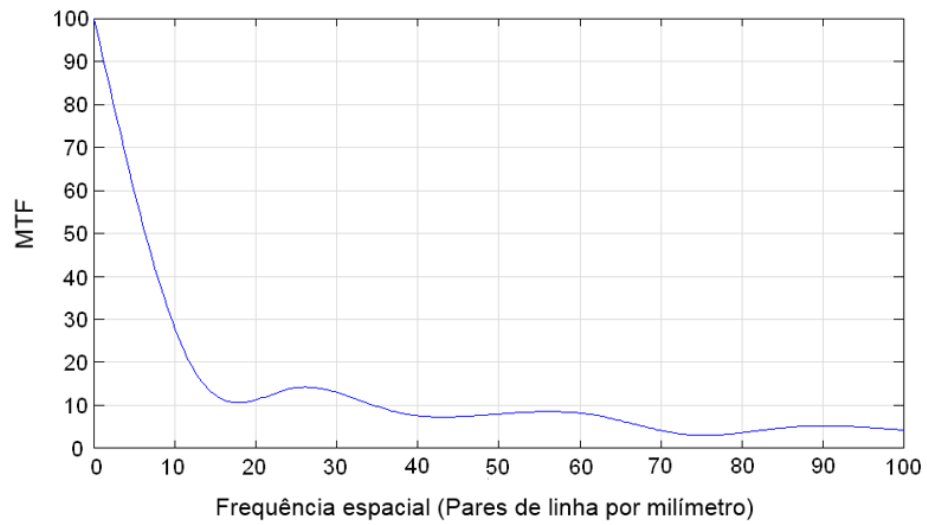
Pode-se observar no gráfico da Figura 37(a) que a lente não otimizada possui valores baixos de MTF nas frequências espaciais acima de 10 pares de linhas por milímetro, isto significa que o usuário dessa lente não enxergará com definição de contraste os objetos que possuem informações de alta frequência.

Na figura 37(b), a resposta de MTF para altas frequências é maior, configurando a lente asférica otimizada como ótima opção na busca por melhor qualidade visual.

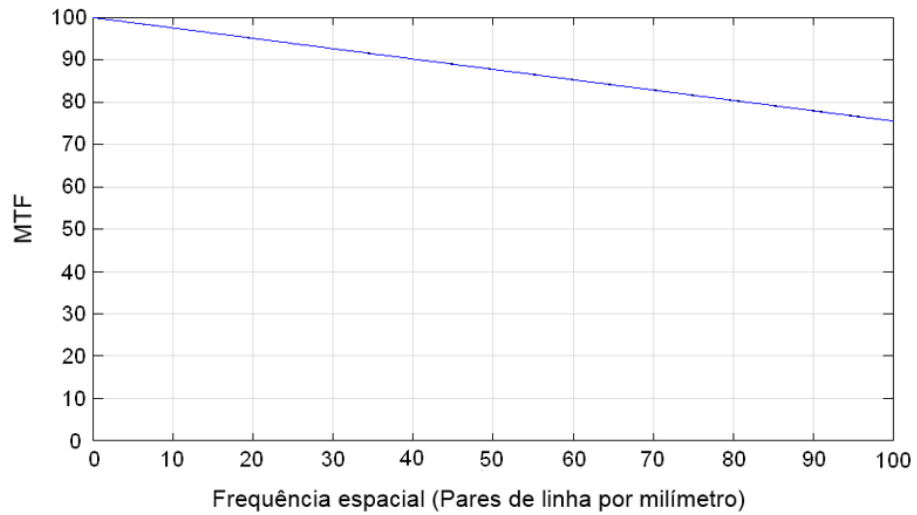
No caso do presente teste, o valor de interesse de MTF está na frequência padrão utilizada por equipamentos convencionais de medida [38] que é de 100 pares de linhas por milímetro, onde:

Lente esférica: $MTF@100 \text{ pl/mm} = 4,2\%$

Lente esférica: MTF@100 pl/mm = 75,5%



(a)



(b)

Figura 37: (a) Gráfico de MTF da lente esférica. (b) Gráfico de MTF da lente esférica otimizada.

6.2 PROCESSO PRODUTIVO DAS LENTES DE TESTE

A matéria-prima escolhida e a sequência do processo produtivo para fabricação das lentes de teste são descritas a seguir.

6.2.1 Matéria-prima

Avanços na tecnologia de diagnóstico comprovam que a estrutura e a função da córnea são afetadas negativamente ao longo do tempo se ela não for adequadamente oxigenada [36]. Essas preocupações direcionaram o desenvolvimento de matérias-primas permeáveis ao oxigênio para fabricação de lentes esclerais, que reduziu as complicações decorrentes da má oxigenação da córnea. Em contraste com as lentes esclerais feitas com polimetilmetacrilato (PMMA) para uso diário, as novas matérias-primas proporcionaram uma nova dimensão ao potencial de utilização de lentes esclerais [15].

A matéria-prima utilizada é o material rígido gás permeável Boston XO2 do fabricante *Bausch&Lomb* com índice de refração de 1,424 e alto índice de permeabilidade ao oxigênio. [36]

6.2.2 Torneamento

A produção de lentes de contato conta com tornos de comando numérico computadorizado (CNC) de alta precisão (Figura 38). Sua interface com o operador é simples e se apresenta de acordo com a Figura 39 (a-b). Os dados a serem informados pelo operador da máquina são apresentados a seguir:

a) Torneamento de curva posterior ou curva base:

- Raio da zona óptica posterior;
- Diâmetro da zona óptica posterior;
- Raio da zona de transição posterior;
- Diâmetro da zona de transição posterior;
- Raio da zona de apoio posterior;
- Diâmetro da zona de apoio posterior;
- Raio da borda da lente.

b) Torneamento de curva anterior:

- Raio da zona óptica anterior;
- Diâmetro da zona óptica anterior;
- Raio da zona de transição anterior;
- Diâmetro da zona de transição anterior;
- Raio da zona de apoio anterior;
- Diâmetro da zona de apoio anterior;
- Valor de constante cônica anterior;
- Espessura central.

Estes dados são obtidos através da saída do software de adaptação de lentes.



Figura 38: Torno CNC para produção de lentes de contato.



(a)



(b)

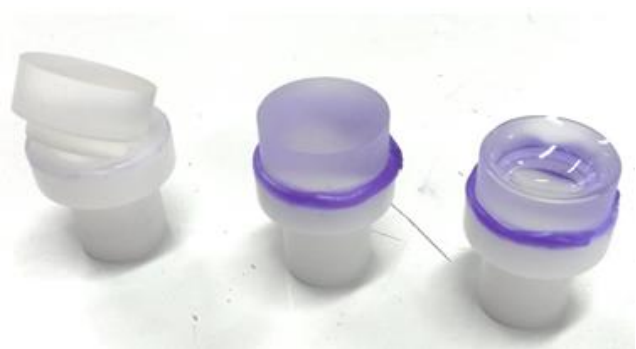
Figura 39: (a) Tela do software do torno - Curva Posterior. (b) Tela do software do torno - Curva Anterior.

O processo produtivo ocorre de acordo com os passos a seguir:

- a) Montagem da pastilha de matéria prima (Figura 40-a) em um bloco suporte (Figura 40-b).
- b) Carregamento dos dados da lente no software do torno e torneamento da curva base ou curva posterior. Para o corte preciso e de qualidade, ferramentas de diamante são utilizadas para o desbaste do material [39]. Figura 41.
- c) Depois de torneado o primeiro lado da lente, ela passa por um processo de polimento leve para remoção das suaves linhas circulares de torneamento. O material polidor é hidróxido de alumínio diluído em água.
- d) Depois de polida, a matéria-prima é transferida para o segundo bloco de montagem para usinagem do segundo lado, a curva anterior. O material de fixação da pastilha no bloco é uma cera derretida, mantida a 55°C, com propriedade hidrossolúvel. Figura 42.
- e) A seguir a lente passa por novo processo de usinagem, Figura 43, e polimento, Figura 44(a), e pode ser desmontada em água morna.
- f) O produto final é apresentado na Figura 44(b).



(a)



(b)

Figura 40: (a) Matéria-prima *Bausch&Lomb Boston XO2*. (b) Montagem em bloco suporte.



Figura 41: Torneamento da curva base



Figura 42: Transferência para o segundo bloco



Figura 43: Torneamento da curva anterior

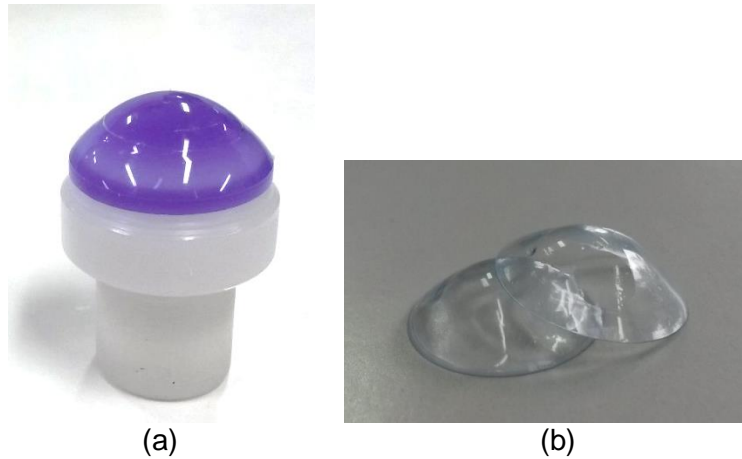


Figura 44: (a) Peça torneada e polida. (b) Lentes prontas.

6.2.3 Parâmetros de qualidade da lente no processo produtivo

Na fabricação das lentes esclerais, diversas medições são realizadas durante o processo para garantir a sua qualidade e evitar desvios dimensionais e ópticos ao produto final.

As medidas são:

- a) Curvaturas torneadas.

Os raios de curvatura da face posterior e anterior das lentes são medidos após o torneamento e polimento das mesmas como equipamento analisador de raio [40]. Seu retorno se apresenta através da medida de regularidade da curvatura da superfície, isto é, é comparado o valor do raio central e periférico da peça e os valores reportados para o produto final são:

- Curvatura central: valor nominal ± 0.03 mm
- Curvatura periférica: curvatura central medida ± 0.02 mm.

Se algum valor de curvatura das superfícies esféricas estiver fora da tolerância, a lente se apresenta irregular e deve ser descartada.

Para medidas de curvaturas esféricas, como a curva anterior da lente otimizada, a medida é feita no modo esférico do equipamento analisador de raio [40] e o valor reportado para o produto final é de:

- Curvatura central: valor nominal ± 0.03 mm
- Constante Cônica: valor nominal ± 0.05 mm.

b) Espessura.

A espessura da lente é verificada através de micrometros digitais, sua tolerância é ± 0.02 mm. Valor reportado para o produto final:

- Espessura central: valor nominal ± 0.02 mm

c) Grau e qualidade óptica da lente.

A medida de grau da lente é realizada na lente pronta, através do equipamento lensômetro óptico. Sua tolerância é ± 0.25 D. Valor reportado para o produto final:

- Grau: valor nominal ± 0.25 D

A medida de qualidade óptica no processo convencional é qualitativa em relação à nitidez do alvo projetado na tela do lensômetro óptico, o critério de tolerância é: alvo bem focado, lente opticamente boa. Caso contrário, a lente deve ser descartada.

d) Diâmetro total

O diâmetro total da lente é medido através de paquímetro ou projetor de perfil, cuja tolerância é de ± 0.1 mm. Valor reportado para o produto final:

- Diâmetro total: valor nominal ± 0.1 mm

6.3 CARACTERIZAÇÃO ÓPTICA DAS LENTES PRODUZIDAS

A medição do MTF de lentes de contato não é uma prática usual na indústria, dado que não existem exigências normativas para isso, ao contrário das lentes intra-oculares que possuem a ISO 11979-2 que impõe um valor limite de MTF para aceitação da lente [41]. O critério de aceitação das lentes de contato é baseado em sua regularidade de poder dióptrico ao longo de sua superfície, e não existe no mercado um equipamento específico para medição de lentes de contato com análise de MTF.

Dessa forma, para medição da qualidade óptica real das lentes fabricadas com resultado em MTF é utilizado o equipamento específico para medição de lentes intra-oculares chamado Iola Plus, do fabricante israelense Rotlex. O arranjo óptico interno desse equipamento se baseia no modelo de olho proposto pela ISO para medir o MTF [38], onde a lente deve ser posicionada no local correspondente ao cristalino [41], Figura 45.

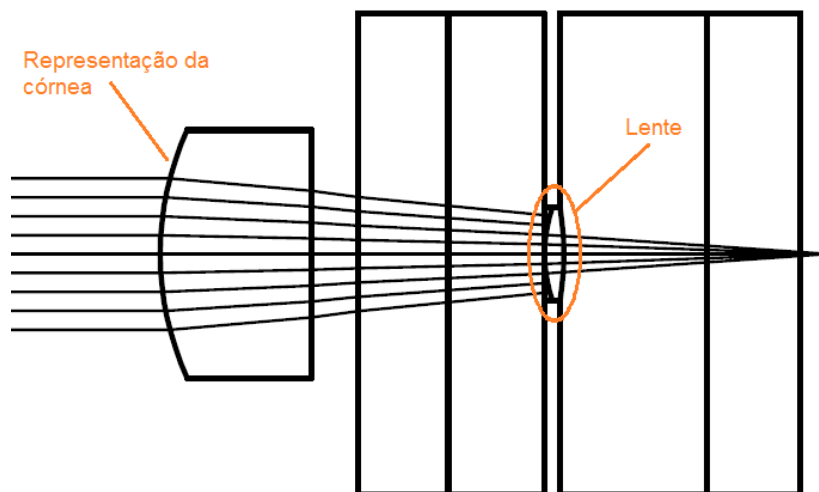


Figura 45: Modelo de olho proposto pela ISO 11979-2. Fonte: adaptado de [41]

De acordo com a Figura 45, pode-se perceber que o equipamento de medida de MTF supõe que o posicionamento da lente seja na posição do cristalino e não na frente da córnea, como foi simulada a lente escleral no Zemax. Para resolver essa divergência e direcionar o valor de MTF esperado para as lentes de teste, uma nova

simulação é realizada utilizando no software Zemax para o modelo de olho base proposto pela norma ISO 11979-2 e seguido pelo fabricante Rotlex em seu equipamento. O novo layout é mostrado na Figura 46.

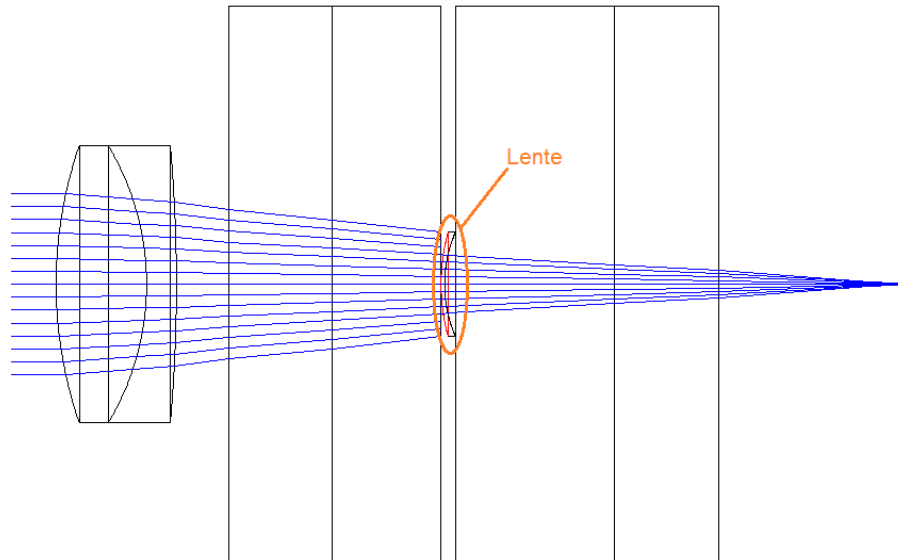
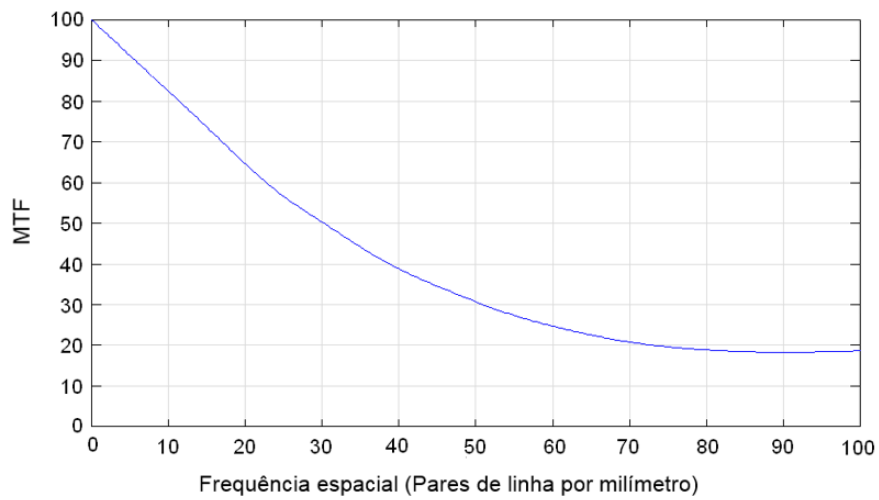


Figura 46: Modelo de olho conforme ISO 11979-2 adicionado ao Zemax

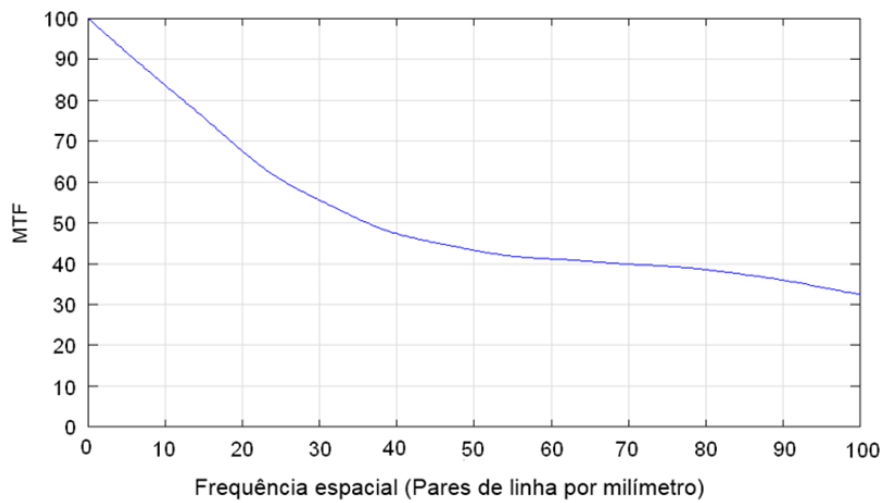
Com o novo modelo de olho, foram realizadas novas simulações. Os valores de MTF para as lentes esférica e asférica foram respectivamente 19,0%, Figura 47 (a), e 32,1%, Figura 47 (b).

Com a utilização de um novo modelo de olho e a lente escleral adaptadas em uma nova posição no simulador, é de se esperar mudanças no valor do MTF já que as lentes de teste foram analisadas e otimizadas em condições totalmente distintas. Pode-se observar que o valor teórico do MTF para a lente sem otimização aumentou de 4,2% para 19,0% e para a lente otimizada houve uma redução de 75,5% para 32,1%. Mesmo com a mudança do ambiente testado, a lente asférica se apresenta com qualidade óptica 70% superior à esférica.

Os valores encontrados com o novo modelo de olho servem apenas de referência para guiar os valores esperados no teste real com o equipamento de medição de lentes intra-oculares, não havendo relação entre esse teste com a redução da qualidade óptica da lente, que irá se manter conforme os valores teóricos dos testes quantitativos do item 6.1.2.



(a)

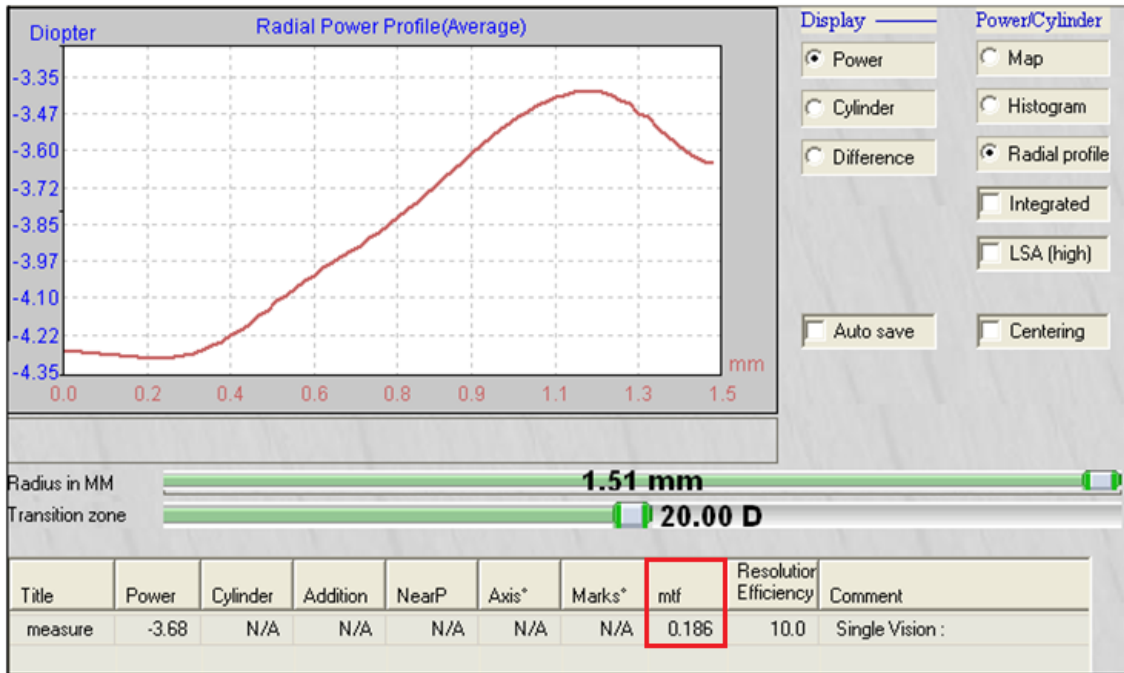


(b)

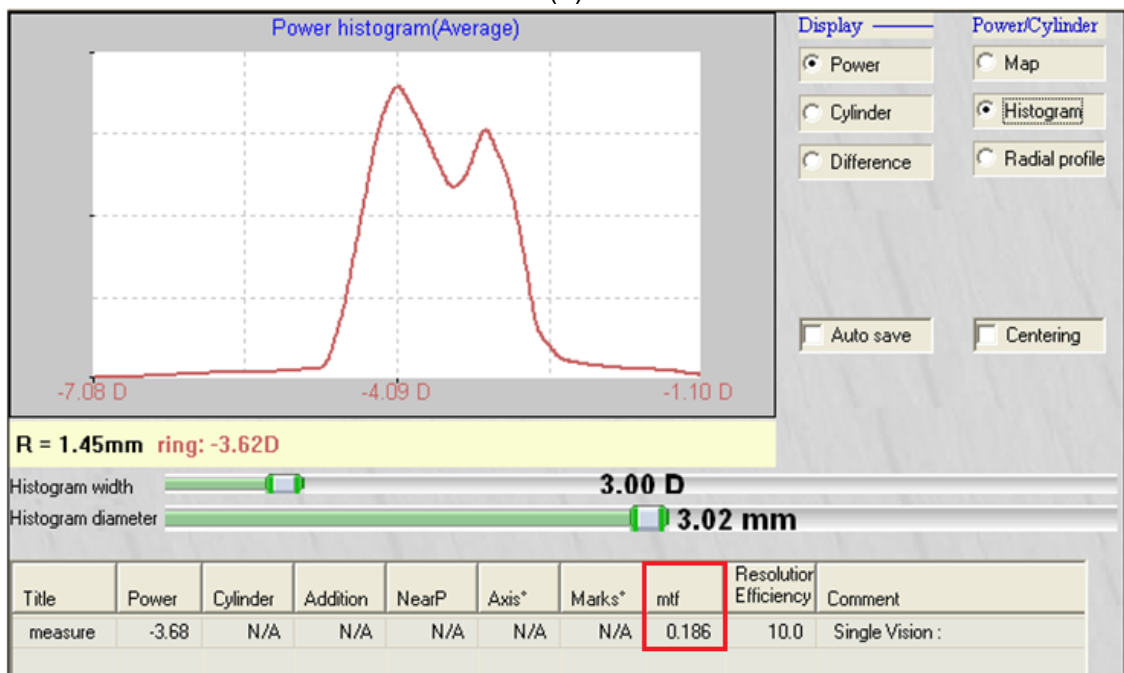
Figura 47: (a) Gráfico de MTF para lente esférica. (b) Gráfico de MTF para lente asférica.

6.3.1 Resultados da caracterização óptica

Os resultados das medidas das lentes no equipamento para medida de lentes intra-oculares são apresentados nas figuras 48 e 49, para medida com lente esférica e asférica respectivamente.



(a)



(b)

Figura 48: (a) Resultado da medida de MTF com gráfico de perfil radial de lente esférica. (b) Resultado da medida de MTF com histograma de poder dióptrico da lente esférica.

Pode-se observar através dos gráficos da Figura 48 que o MTF (100 pl/mm) da lente esférica em um ambiente não específico se apresenta com um valor de 0,186 (ou 18,6%) e o grau da lente em -3,68D.

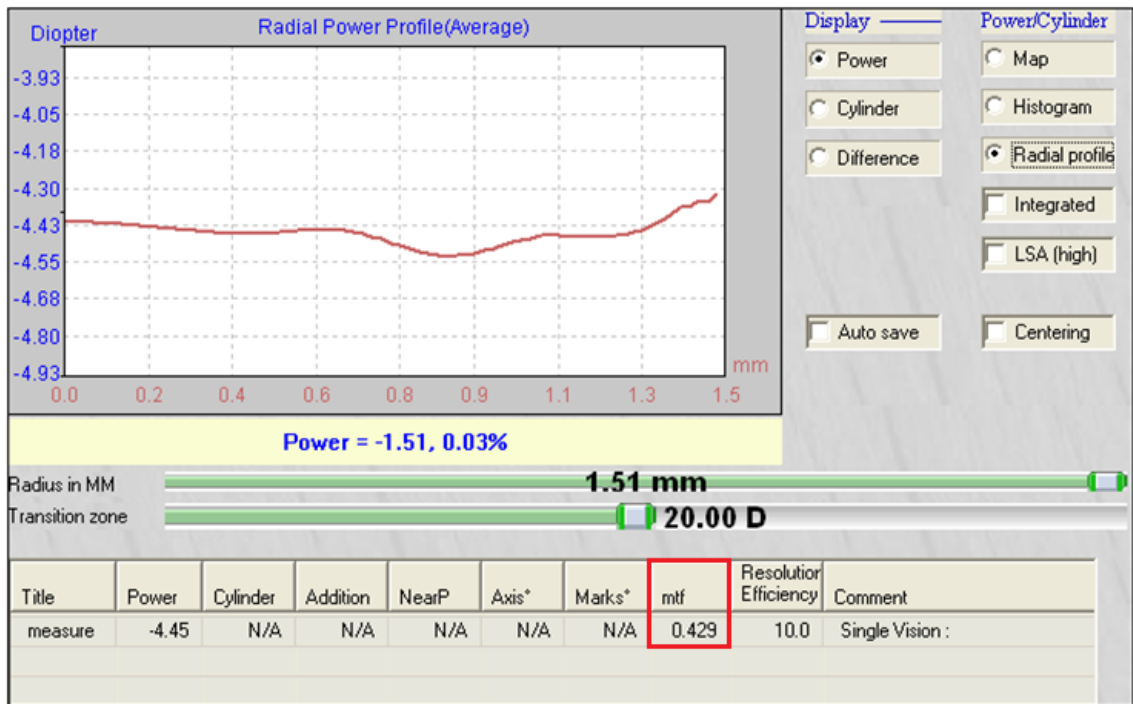
Na Figura 48(a) a distribuição de dioptria ao longo de um raio de 1,5 mm se apresenta variável entre aprox. -4,30 até -3,40 D, uma amplitude de oscilação de 0,9 D. Essa irregularidade dióptrica ao longo da superfície da lente é exemplificada na distribuição do histograma da Figura 48(b).

Na Figura 48(b), o histograma representa o poder da lente medido em cada ponto dentro da área de medição e mostra graficamente a distribuição de poder dióptrico da lente [38]. Nesse resultado é nítido que a lente possui distribuída em sua superfície não só o grau -4,0 D mas também outras dioptrias e uma tendência ao -3,0 D.

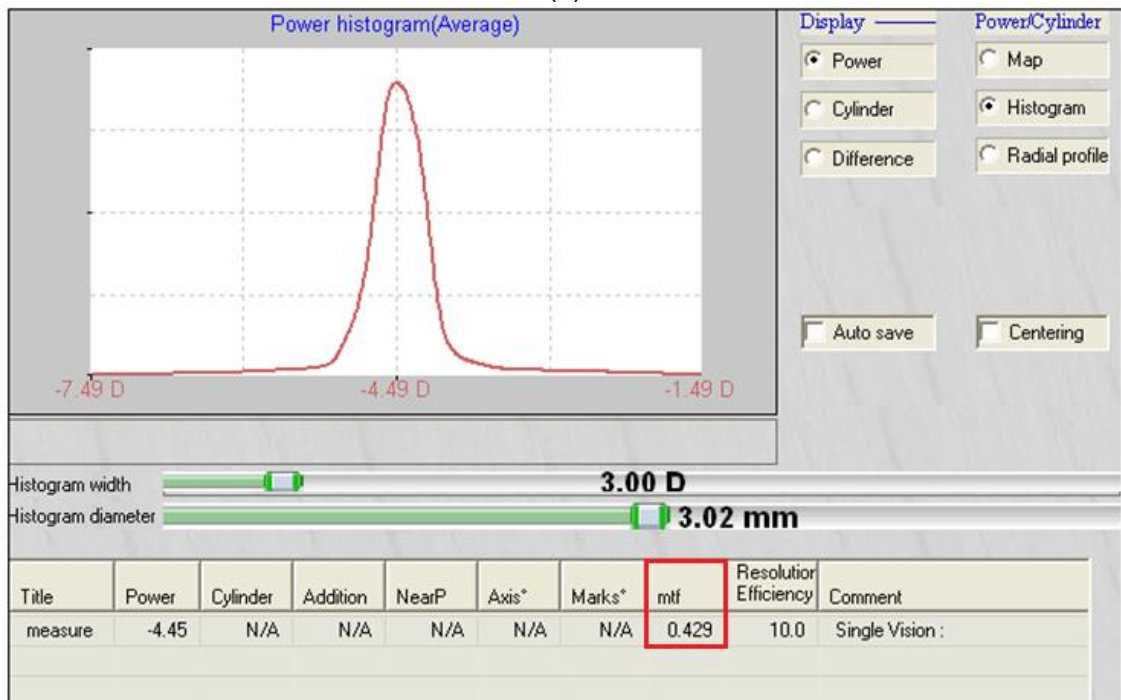
Faz-se necessário acrescentar que as lentes de teste, de acordo com medidas no processo de produção, possuem poder dióptrico de $-20,0 \pm 0,25$ D (conforme projetado). O valor reportado nas medidas das figuras 48 e 49 possuem um deslocamento de escala devido à utilização de um equipamento de medida de lentes intra-oculares.

Pode-se observar através dos gráficos da Figura 49 que o MTF da lente esférica em um ambiente não específico se apresenta com um valor de 0,429 (ou 42,9%), isto é, 130% superior ao medido na lente esférica.

Na Figura 49(a) a distribuição de dioptria ao longo de um raio de 1,5 mm se apresenta variável entre aproximadamente -4,54 até -4,31 D, uma amplitude de oscilação de 0,23 D. Com isso pode-se observar que a lente esférica possui uma maior regularidade dióptrica ao longo de sua superfície. A Figura 49(b) exemplifica a distribuição consistente de poder dióptrico ao longo da superfície da lente onde todas as medidas pontuais convergem para uma única dioptria.



(a)



(b)

Figura 49: (a) Resultado da medida de MTF com gráfico de perfil radial de lente asférica. (b) Resultado da medida de MTF com histograma de poder dióptrico da lente asférica.

Em resumo, os resultados foram:

a) Simulação das lentes esclerais posicionadas corretamente em frente a córnea:

Lente esférica: $MTF@100 \text{ pl/mm} = 4,2\%$

Lente asférica: $MTF@100 \text{ pl/mm} = 75,5\%$

b) Simulação com as lentes posicionadas no lugar do cristalino:

Lente esférica: $MTF@100 \text{ pl/mm} = 19,0\%$

Lente asférica: $MTF@100 \text{ pl/mm} = 32,1\%$

c) Medida real das lentes no equipamento lola Plus:

Lente esférica: $MTF@100 \text{ pl/mm} = 18,6\%$

Lente asférica: $MTF@100 \text{ pl/mm} = 42,9\%$

Os resultados de MTF das lentes simuladas e medidas atestam superioridade óptica da lente asférica em relação à esférica.

CAPÍTULO 7: CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou uma plataforma para se realizar a adaptação de lentes de contato esclerais baseada na biometria ocular do paciente bem como a otimização óptica das mesmas através da utilização de um algoritmo de otimização híbrido de reduzido custo de processamento que usa a capacidade de busca global do algoritmo genético com a eficiência do método determinístico BFGS.

Os resultados teóricos obtidos indicam que é possível fabricar uma lente escleral através de dados de biometria ocular com a determinação de valores exatos que se adaptam confortavelmente ao olho do paciente. No trabalho foi analisado uma estrutura ocular de um exame real do equipamento Pentacam e foi constatado que os dados necessários para a correta determinação da lente são raio de curva anterior da córnea, comprimento de câmara anterior total e a dioptria da lente. Para otimização óptica, os dados necessários são curvas anterior e posterior da córnea, espessura central e comprimento interno de câmara anterior.

Com relação aos testes ópticos das lentes, o valor de MTF encontrado na lente esférica é definitivamente superior à esférica e foi comprovado na comparação das simulações e nos testes com equipamento de medida de lentes intra-oculares. O resultado reportado em simulação indica que opticamente a lente esférica de -20D apresenta um valor de MTF@100 lp/mm de 75,5%, enquanto uma lente sem otimização reportou um valor de apenas 4,2%.

As imagens de simulação projetadas na retina indicam que a aberração esférica remove componentes de alta frequência da figura, como detalhes de quinas e folhas. O paciente que possui uma visão ruim não tem medida do que seja uma imagem de alta resolução e se satisfaz com a lente esférica. Este trabalho prova que um alto míope, por exemplo, pode ter uma visão de qualidade, enxergando imagens com alta definição de contraste assim como pessoas que possuem uma visão normal.

Portanto, a plataforma computacional proposta neste trabalho atendeu aos requisitos planejados e pode ser empregada como uma plataforma de adaptação de lentes

esclerais para favorecer o médico e principalmente o paciente na seleção da melhor lente de contato escleral que ofereça alta qualidade óptica. Uma evolução futura do projeto seria a disponibilização do software via internet, para o médico entrar com os dados do paciente e obter em seu consultório uma simulação gráfica do desenho do olho com a lente calculada e já posicionada. Com essas informações o médico teria a liberdade de realizar ajustes de adaptação da lente, como espessura do reservatório lacrimal, diâmetros e curvas das estruturas da lente, levantamentos de borda, etc. Outras sugestões de trabalho futuro são:

- a) Desenvolvimento de um arranjo óptico para medição de MTF de lentes de contato:

Esse arranjo óptico irá propiciar a medição direta da qualidade óptica de lentes de contato.

- b) Testes com a plataforma de adaptação de lentes de esclerais em seres humanos:

Esses testes proporcionarão um ajuste fino nos dados de produção da lente para garantir o perfeito encaixe sobre o olho.

- c) Testes do algoritmo com mais objetivos:

A robustez do algoritmo híbrido proposto favorece testes futuros com outros objetivos além da maximização de MTF, como por exemplo maximização de profundidade de foco.

- d) Análise da tolerância do valor de poder focal da lente reportado pelo médico oftalmologista.

Avaliar o impacto de algum possível erro de prescrição do poder focal da lente em relação aos resultados otimizados.

CAPÍTULO 8: REFERÊNCIAS

- [1] CORAL-GHANEM, C; STEIN, H. A. & FREEMAN, M. I. **Lentes de Contato; do básico ao avançado**. Joinville: Soluções e Informática, 1999.
- [2] Worp, E.V.D. **A Guide to Scleral Lens Fitting**. Scleral Lens Education Society; 2010. <<http://commons.pacificu.edu/mono/4/>> Acesso em 02/10/2013.
- [3] ROACH, L. **Special Needs, Special Lenses: Update on Contacts**. Eynet Magazine - January, 2012.
- [4] WORP, E.V.D. **Scleral Lens Case Report Series: Beyond the Corneal Borders**. Pacific University. Books and Monographs. 2012. Book 5.
- [5] ROSENTHAL, P. **Evolution of an Ocular Surface Prosthesis –The development of an adaptive design process may help revolutionize scleral lens fitting**. 2009. <www.clspectrum.com/articleviewer.aspx?articleid=103704>. Acesso em 29/11/13.
- [6] ATCHISON, D.; SMITH, G. **Optics of the Human Eye**. Second. ed. Edinburgh: Elsevier Science, 2002.
- [7] RAMOS, I. C. **Córnea: Anatomia e Fisiologia**. Eye Visio © 2010 – 2015. <<http://www.eyervisio.com/revisao-da-literatura-anatomia-e-fisiologia-da-cornea/>>. Acesso em 04/12/2013.
- [8] CHACALTANA, F. C. **Bioquímica do humor aquoso e do humor vítreo**. Programa de Pós-Graduação em Ciências Veterinárias da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2011. <http://www.ufrgs.br/lacvet/restrito/pdf/flor_humor_aquoso_vitreo.pdf>. Acesso em 06/05/2015.

- [9] BICAS, H. E. A. **Ametropias e Presbiopia**. Oftalmologia para o Clínico. 30: 20-26, Ribeirão Preto: jan./mar. 1997.
- [10] BECHARA, S.J. & KARA-JOSÉ, N. **Ceratocone**. In: Belfort Júnior, R. & Kara-José, N. **Córnea: Clínica-Cirúrgica**. São Paulo, Roca, 1997. 619p.
- [11] KANSKI, J. J. **Oftalmologia Clínica: uma abordagem sistemática** / Jack J. Kanski e Brad Bowling; [tradução de Alcir Costa Fernandes...et al.] – Rio de Janeiro: Elsevier, 2012
- [12] HONG X; HIMEBAUGH N, THIBOS LN. **On-eye evaluation of optical performance of rigid and soft contact lenses**. Optom Vis Sci. 2001;78(12):872-80.
- [13] DORRONSORO C, BARBERO S, LLORENTE L, MARCOS S. **On-eye measurement of optical performance of rigid gas permeable contact lenses based on ocular and corneal aberrometry**. Optom Vis Sci. 2003;80(3):115-25.
- [14] KARA-JOSÉ N; CORAL-GHANEM C. **Lente de contato na clínica oftalmológica**. Joinville, Santa Catarina; Sociedade Brasileira de Lentes de Contato e Córnea; 1995.
- [15] LIPENER, C; LEAL F. **Lentes de contato esclerais: experiência inicial no Setor de Lentes de Contato da Universidade Federal de São Paulo/Escola Paulista de Medicina** – Arq. Bras. Oftalmol. 2004;67(6):935-8
- [16] DANIOTTI, A. F. **Ceratoplastia penetrante: análise das indicações e complicações pós-operatórias**. Trabalho de conclusão no Curso de Graduação em Medicina – Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis; 1998. 35p.
- [17] MARCOS, S. **Image Quality of the human eye**. International Ophthalmology Clinics, March 2003, Vol.43(2), pp, 43-62

- [18] JUNIOR, N. **Lentes esféricas: avaliação da indicação clínica e das opções de lentes.** Revista Brasileira de Oftalmologia [0034-7280] 2009 vol:68 iss:3 pg:175
- [19] BOREMAN, G. D. **Modulation Transfer Function in Optical and Electro-Optical Systems.** Washington: SPIE Press, v. TT52, 2001.
- [20] ZEMAX. **Getting started using Zemax - OpticStudio™14.** A Radiant Zemax Company. Redmond, WA 98053. 2014.
- [21] LIOU, H-L, and BRENNAN, N. A. **Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling.** J. Opt. Soc. Am. A 14. August 1997, p 1684-1695.
- [22] GULLSTRAND A. **The dioptrics of the eye in Helmholtz's Treatise on Physiological Optics,** J. P. C. Southall, ed. (Optical Society of America, 1924), Vol. 1, pp. 351–352.
- [23] LOTMAR W. **Theoretical eye model with aspherics.** J. Opt. Soc. Am. 61, 1522–1529 (1971).
- [24] M. FALHAR, J. REHÁK. **A theoretical model of the human eye based on ultrasound and corneal data.** Optica Applicata, Vol. XXXIX, No. 1, pp. 195-210 (2009).
- [25] S.NORRBY, P. PIERS, C. CAMPBELL, M. van der MOOREN. **Model eyes for evaluation of intraocular lenses.** APPLIED OPTICS _ Vol. 46, No. 26 _ 10, pp. 6595-6605, September 2007.
- [26] TAN, BO. **Optical Modeling of Schematic Eyes and the Ophthalmic Applications.** PhD diss., University of Tennessee. (2009).
- [27] FERNANDES, F. M. **Velocidade de convergência de métodos de otimização irrestrita.** 43 folhas. Monografia - Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2010.

- [28] COSTA JR, I. **Introdução aos algoritmos genéticos**. In VII ESCOLA DE INFORMATICA DA SBC REGIONAL SUL, 1999. Anais... [S.l.: s.n.].
- [29] LEWIS, A. S and OVERTON, M. L. **Nonsmooth optimization via quase-Newton methods**. Math. Program., 2013. 141 (1-2, Ser. A): 135-163.
- [30] SKAJAA, A. **Limited memory BFGS for nonsmooth optimization**. Master's thesis. New York University, Courant Institute of Mathematical Sciences, 251 Mercer Street, New York, NY 10012, 2010.
- [31] OCULUS. **Pentacam/Pentacam HR – Instruction Manual – System for measuring and analysing the front part of the eye**. (G/70700/0112/en). OCULUS Optikgeräte GmbH.
- [32] MERKLINGER, H. M. **The Scheimpflug principle, part I**. Shutterbug, November 1992. <<http://www.trenholm.org/hmmerk/SHBG05.pdf>>. Acesso em 07/02/2015.
- [33] FUJIMOTO, J. G. **Optical and acoustical imaging of biological media**. Optical coherence Tomography Department of Electrical Engineering and Computer Science and Research Laboratory of Electronics, Massachusetts Institute of Technology. C. R. Acad. Sci. Paris, t. 2, Série IV, p. 1099–1111, 2001.
- [34] HUANG, D. et. al. **Optical Coherence Tomography**. Science, New Series, Vol. 254, no. 5035 (Nov 22, 1991). <http://web.mit.edu/2.717/www/oct_fujimoto_91.pdf> Acesso em 07/02/2015.
- [35] DOUTHWAITE, W.A. **Contact lens optics**. 1st ed. London. 1987. 219p.
- [36] BAUSCH&LOMB. **Boston Product Guide**. Bausch & Lomb Incorporated. Rochester, NY 14609 USA. RPL0134/01 2009. 33p.
- [37] VIOLA, F. **Filtragem no domínio da frequência**. Curso de AI-IC-UFF. Instituto de Computação, Universidade Federal Fluminense. 2007.

- [38] ROTLEX. **Iola Plus User Manual**. Fourth Edition. Omer, 84965, Israel. 2006. 101p.
- [39] DAC. **ALM Family Lathe – User Guide**. DAC International. Carpinteria CA 93013 USA. 2010. 436p.
- [40] ROTLEX. **Brassiola A - User Manual**. First Edition. Omer, 84965, Israel. 2004. 48p.
- [41] International Standard, ISO. **Ophthalmic implants – Intraocular lenses – Part 2: Optical properties and test methods**, ISO 11979-2:2014(E).