

SERVIÇO DE PÓS-GRADUAÇÃO DO ICMC-USP
Data de Depósito: 15.06.2005,
Assinatura: *[assinatura]*

Modelador e simulador do sistema visual humano

Rodrigo Silva Duran

Orientador: Prof. Dr. Luis Gustavo Nonato

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação - ICMC-USP, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências de Computação e Matemática Computacional.

USP – São Carlos
Junho/2005

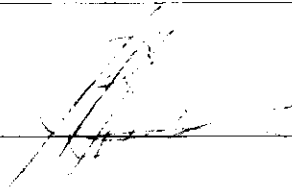
Aluno: Rodrigo Silva Duran

A Comissão Julgadora:

Prof. Dr. Luis Gustavo Nonato

Profa. Dra. Liliane Ventura Schiabel

Prof. Dr. Odemir Martinez Bruno



Conteúdo

Lista de Figuras	iii
1 Introdução	2
1.1 Resumo	2
1.2 Abstract	3
1.3 Organização do trabalho	4
2 Trabalhos Relacionados	5
2.1 Estrutura anatômica do sistema visual humano	5
2.2 Modelos de Olhos	7
2.3 Simulações e Validações	11
3 Modelagem computacional do olho humano	17
3.1 Modelagem da Retina	17
3.2 Modelagem da Córnea	21
3.3 Modelagem das lentes do cristalino	24
4 Lançamento de Raios	26
4.1 Estrutura SHE	26
4.2 Ray Tracing	29

5	Resultados	34
5.1	Lançamento dos Anéis de Plácido	34
5.2	Simulação de Inversão de Imagem	35
5.3	<i>Point Spread Function</i>	38
5.4	Simulação de Wavefront	42
5.5	Simulação de Projeção de Imagens	43
6	Conclusão e Trabalhos Futuros	46
	Bibliografia	47

Lista de Figuras

2.1	Estrutura anatômica do olho humano (Helga Kolb, 2004).	6
2.2	Modelo esquemático do olho por H.V. Helmholtz (von Helmholtz, 1909)	8
2.3	Modelo reduzido de Emsley (L.N. Thibos, 1999a)	9
2.4	Modelo esquemático de Kooijman. As linhas pontilhadas representam as superfícies parabólicas em comparação às superfícies esféricas mostradas nas linhas sólidas. (Kooijman, 1983)	10
2.5	Modelo do Olho Cromático (L. Thibos, 1992)	10
2.6	Modelo de Gullstrand, Modelo Reduzido e Olho de Indiana (L.N. Thibos, 1999a)	12
2.7	<i>Point Spread Function</i> de dois pacientes (J.J. Camp, 1990).	13
2.8	Poder de refração Axial (B. Barsky, 1998).	14
2.9	Poder de refração Instantâneo (B. Barsky, 1998).	15
2.10	Distância Retinal (B. Barsky, 1998).	15
2.11	Distância de foco (B. Barsky, 1998).	16
3.1	Etapa inicial da modelagem da retina	18
3.2	Etapa inicial da modelagem da retina com 2 camadas de refinamento	19
3.3	Processo de refinamento dos triângulos	19
3.4	Modelo com três camadas e três refinamentos na última camada	20
3.5	Modelo com três camadas e três refinamentos com os buracos corrigidos	21
3.6	Processo de triangulação da córnea	22
3.7	Córnea com ceratocone triangulada	23

3.8	Córnea com ceratocone triangulada em menor resolução	23
3.9	Modelo computacional das lentes do cristalino.	24
3.10	Modelo computacional final do sistema visual humano.	25
4.1	Malha triangular e entidades da estrutura	28
4.2	Diagrama de Classes da estrutura SHE	29
4.3	Coordenadas do ponto P	31
4.4	Esquema do processo de refração do raio incidente na córnea	33
5.1	Projeção dos Anéis de Plácido na Córnea	35
5.2	Esquema do processo de lançamento e refração de raios no interior da superfície ocular	36
5.3	Imagem retinal formada através da projeção dos anéis de Plácido em uma córnea normal	36
5.4	Imagem retinal formada através da projeção dos anéis de Plácido em uma córnea com ceratocone	37
5.5	Imagem retinal formada através da projeção dos anéis de Plácido em uma córnea com astigmatismo forte	37
5.6	Imagem retinal formada através da projeção dos anéis de Plácido em uma córnea com astigmatismo suave	37
5.7	Lançamento de raios a partir de um objeto com orientação definida em vista lateral	38
5.8	Imagem retinal formada através da projeção da seta em uma córnea normal	39
5.9	Imagem retinal formada através da projeção da seta em uma córnea com ceratocone	39
5.10	Imagem retinal formada através da projeção da seta em uma córnea com astigmatismo forte	39
5.11	Mapa de <i>Point Spread Function</i> produzido através de uma córnea hemétrepe perfeita.	40
5.12	Mapa de <i>Point Spread Function</i> produzido através de uma córnea com ceratocone.	41
5.13	Mapa de <i>Point Spread Function</i> produzido através de uma córnea com astigmatismo forte.	41

5.14 Ilustração do processo de obtenção da frente de onda.	43
5.15 Imagem projetada na retina através de uma córnea normal.	44
5.16 Imagem original utilizada para projeção.	45
5.17 Imagem projetada na retina através de uma córnea com ceratocone.	45

Agradecimentos

Aos meus pais que sempre me apoiaram em todos os meus projetos na vida,
à minha namorada, que muito me apoiou nos momentos difíceis,
ao meu orientador Luis Gustavo Nonato, por seu imenso conhecimento e paciência ainda maior,
aos professores Odemir Martinez e Luis Alberto de Carvalho, pela inestimável contribuição ao projeto,
ao Fabio Margarido, companheiro de todas as horas no projeto,
ao apoio financeiro concedido pela FAPESP.

Capítulo 1

Introdução

1.1 Resumo

A modelagem computacional do olho humano tem sido largamente estudada por diferentes setores da comunidade científica e tecnológica. Uma das principais razões para esse crescente interesse é a possibilidade de reproduzir propriedades ópticas por meio de simulações computacionais, tornando possível o desenvolvimento de dispositivos eficientes para tratar e corrigir os problemas da visão. Os resultados dessa intensa pesquisa já podem ser observados nos equipamentos para medições de distorções do sistema visual, como os topógrafos de córnea, que sofreram uma rápida evolução nos últimos anos.

Diferente do que ocorreu em outras áreas da ciência, como na medicina por exemplo, o aprimoramento dos dispositivos de medição ocular não tem influenciado de forma significativa a modelagem computacional do sistema visual. Como pode ser notado a partir da literatura (Gullstrand, 1909), (Emsley, 1952), (Kooijman, 1983), (L.N. Thibos, 1999a), a maioria dos trabalhos descritos ainda emprega modelos puramente teóricos na simulação dos processos visuais, não fazendo uso das informações adquiridas pelos equipamentos modernos desenvolvidos para a oftalmologia.

Esse projeto de mestrado explora exatamente esse aspecto ainda pouco investigado da modelagem do sistema visual. Em conjunto com membros do grupo de óptica oftalmológica do Departamento de Física da USP de São Carlos, o projeto propõe um arcabouço computacional

que viabiliza a utilização de dados reais na modelagem e simulação do sistema visual humano. Essa nova abordagem possibilita a investigação individualizada do sistema óptico, possibilitando a construção de novas técnicas as quais possibilitarão inferir dados de vital importância em exames médicos, exames estes anteriormente apenas disponíveis a um alto custo, isto quando existentes.

1.2 Abstract

The computational modeling of the human eye has been wide studied for different sectors of the scientific and technological community. One of the main reasons for this increasing interest is the possibility to reproduce optic properties by means of computational simulations, becoming possible the development of efficient devices to treat and to correct the problems of the vision. The results of this intense research already can be observed in the equipment for measurements of distortions of the visual system, as the corneal topographers, who had suffered a fast evolution in the last years.

Different of that it occurred in other areas of science, as in the medicine, for example, the improvement of devices of ocular measurement has not influenced in a significant form the computational modeling of the visual system. As it can be noticed from literature, (Gullstrand, 1909), (Emsley, 1952), (Kooijman, 1983), (L.N. Thibos, 1999a), the majority of the described works still uses models purely theoreticians in the simulation of the visual processes, not making use of the information acquired for the developed modern equipment for the ophthalmology.

This project explores this aspect still little investigated of the modeling of the visual system. In set with members of the group of ophthalmologic optics of the Department of Physics of the USP/ São Carlos, the project propose a computational sketch that make possible the use of real data in the modeling and simulation of the human visual system. This new boarding make possible the individual inquiry of the optic system, making possible the construction of new techniques used to infer vital data in medical investigations.

1.3 Organização do trabalho

A fim de contextualizar o trabalho realizado, no capítulo 2 é apresentado um levantamento bibliográfico dos principais trabalhos voltados para a modelagem e simulação do sistema visual humano. O capítulo 3 apresenta o processo realizado na modelagem computacional das estruturas oculares da retina, córnea e cristalino. O capítulo 4 apresenta a metodologia utilizada para construir os algoritmos que simulam as propriedades ópticas do sistema visual humano, tal com os lançamentos de raios e o processo de refração da luz dentro do olho humano. O capítulo 5 contém os resultados e simulações implementadas pelo projeto e o capítulo 6 apresenta a conclusão ao trabalho bem como trabalhos futuros relacionados.

Capítulo 2

Trabalhos Relacionados

Este capítulo apresenta uma breve descrição da estrutura biológica do olho humano, pois o projeto utiliza dados *in vivo* na construção do modelo computacional do sistema visual humano, tornando a completa compreensão de todo o funcionamento e organização anatômica do olho humano crucial. Posteriormente serão apresentados os modelos esquemáticos mais difundidos na literatura, modelos esses que servem de base para a construção do modelo proposto pelo projeto de mestrado. Alguns trabalhos relacionados com a simulação de aspectos do sistema visual humano serão apresentados na parte final do capítulo.

2.1 Estrutura anatômica do sistema visual humano

O olho humano é uma complexa estrutura biológica que pode ser descrita anatomicamente como um globo de forma quase esférica com 23 *mm* de diâmetro . Visualmente o olho humano pode ser considerado como um sistema óptico positivo que refrata a luz incidente em sua porção posterior, chamada retina, para formar uma imagem real (Pedrotti, 1998).

As principais estruturas oculares são apresentadas na figura 2.1. A córnea é um tecido transparente abundante em células nervosas com aproximadamente 12 *mm* de comprimento transversalmente e 0.6 *mm* de espessura em seu centro. Com um índice de refração de 1.376, a córnea é responsável por cerca de 73 % do poder de refração do olho. A íris é um diafragma responsável

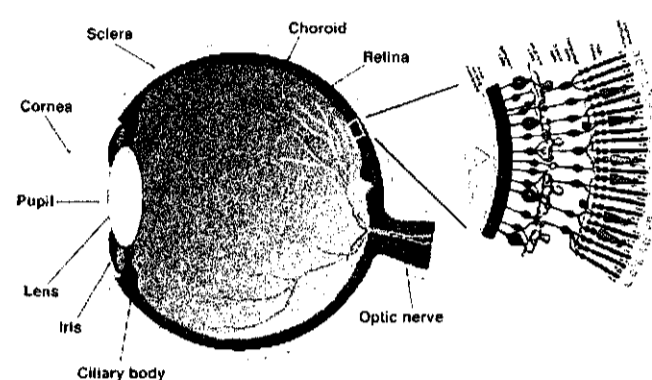


Figura 2.1: Estrutura anômica do olho humano (Helga Kolb, 2004).

pelo controle da quantidade de luz que adentra o olho. Tal função é desempenhada através de dois músculos que regulam a abertura em seu centro, denominada pupila. As lentes do cristalino fornecem o ajuste fino necessário para a formação das imagens. Com uma estrutura laminar muito intrincada, as lentes do cristalino podem alterar o seu formato visando a formação de uma imagem mais nítida. Em seu estado relaxado as lentes assumem uma forma plana, fornecendo seu menor grau de refração. Ao assumir um estado mais curvado, as lentes do cristalino oferecem maior poder de refração, poder este necessário quando o olho está focado em objetos muito próximos, por exemplo. Devido a tais características, as lentes do cristalino possuem índice de refração não-homogêneo, variando de 1.41 em seu centro a 1.39 na periferia das lentes. Na porção posterior do olho está localizada a retina, uma rede composta por milhões de fotorreceptores chamados cones e bastonetes. Os bastonetes são extremamente sensíveis a pouca luz mas incapazes de distinguir cores, estando em número de 100 milhões aproximadamente e localizados mais densamente na direção da periferia da retina. Já os cones são estruturas sensíveis a cor, estando em número bem menor que os bastonetes, na casa de 10 milhões. Os cones estão concentrados em uma região especializada no centro da retina chamada *mácula*. A *mácula* é uma região de especial interesse pois nela está localizada a *fovea centralis*, a área de maior acuidade visual do olho humano.

2.2 Modelos de Olhos

Existem diferentes abordagens para a modelagem computacional do sistema visual humano, sendo os modelos esquemáticos e os modelos reduzidos os mais utilizados. Os modelos esquemáticos buscam criar modelos precisos para o sistema ocular, procurando respeitar a anatomia do olho humano. Embora possam representar de forma bastante satisfatória as propriedades e funcionalidades do sistema visual, para fins de simulação computacional, os modelos esquemáticos podem ser demasiadamente complexos, necessitando de simplificações. Os modelos reduzidos procuram reproduzir as características ópticas do sistema ocular humano, embora tais modelos dificilmente sigam fielmente todas as estruturas anatômicas presentes no olho humano. As simplificações introduzidas pelos modelos reduzidos, os quais algumas vezes chegam a constituir-se de apenas uma única estrutura refratária, ajudam consideravelmente nos cálculos de problemas simples. Para problemas cuja meta seja atingir a performance real do sistema visual humano tais modelos podem tornar-se incompletos.

Um dos primeiros trabalhos relacionados com a modelagem do olho humano é devido a H.V. Helmholtz (von Helmholtz, 1909). Esse modelo esquemático dito quase exato tenta representar um olho com funcionamento biológico correto, incluindo a maioria das estruturas anatômicas, embora os valores dos índices de refração bem como alguns valores de raio de curvatura propostos não sejam biologicamente consistentes. Apesar de tais discrepâncias com o modelo biológico, o modelo esquemático proposto por Helmholtz, mostrado na figura 2.2, possui propriedades ópticas consideradas fiéis ao olho humano.

Gullstrand (Gullstrand, 1909) propõe simplificações no modelo esquemático de Helmholtz, ao considerar a córnea como sendo constituída de uma única superfície, o mesmo valendo para as lentes do cristalino e a retina, o que reduz consideravelmente a complexidade do modelo. O modelo reduzido de Emsley (Emsley, 1952), derivado a partir do modelo esquemático de Gullstrand, é um dos mais difundidos, principalmente por sua simplicidade. Nesse modelo apresentado na figura 2.3, apenas a retina e a córnea são representadas, considerando o olho como uma superfície única, com poder de refração de 60 dioptrias e com um meio interno possuindo índice de refração

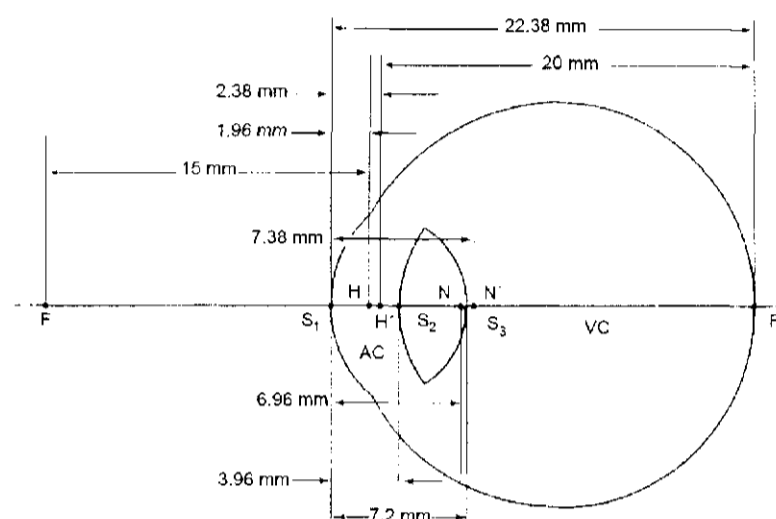


Figura 2.2: Modelo esquemático do olho por H.V. Helmholtz (von Helmholtz, 1909)

de 1.333.

Os modelos descritos anteriormente empregam superfícies esféricas na modelagem dos componentes do olho, o que inviabiliza a realização de simulações realísticas. Dados obtidos em pesquisas com olhos humanos reais mostram que tais modelos possuem valores muito elevados de aberração esférica, não condizentes com os dados biológicos obtidos. Visando uma maior conformidade com experimentos reais, Lotmar (Lotmar, 1971) propõe um modelo, também baseado em Gullstrand, onde superfícies parabólicas substituem os modelos esféricos. Embora os valores para as superfícies propostas não possuam fundamentação anatômica, os resultados obtidos são condizentes com experimentos realizados. Ainda nessa linha, Kooijman (Kooijman, 1983) sugere modelar a córnea e as partes posterior e anterior do cristalino com elipses, parábolas e hipérbolas respectivamente, como mostrado na figura 2.4. Tal modelo foi empregado visando estudar os efeitos da iluminação na retina e como o tamanho da pupila e modificações na forma das superfícies oculares afetam tal iluminação. Os cálculos foram realizados utilizando tanto superfícies parabólicas quanto esféricas para efeito de comparação. Como resultado do estudo, Kooijman diz

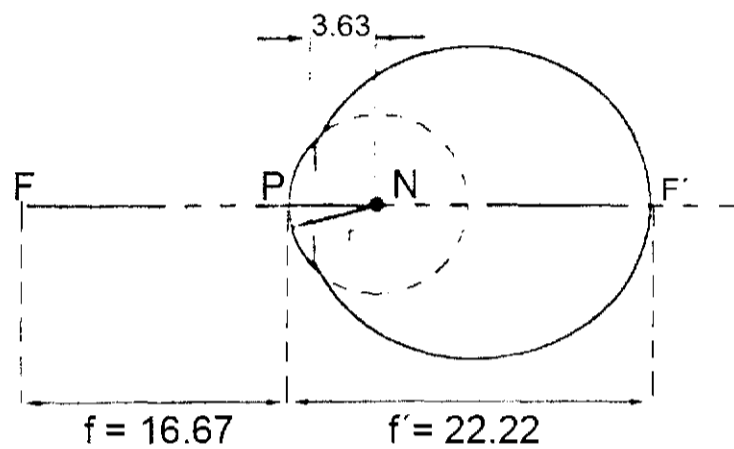


Figura 2.3: Modelo reduzido de Emsley (L.N. Thibos, 1999a)

que a distribuição da luz na retina é quase homogênea e tal homogeneidade não é relevantemente influenciada tanto pela forma das superfícies quanto pelo tamanho da pupila.

Navarro (R. Navarro, 1985) propõe uma abordagem semelhante à de Kooijman, sugerindo que quádricas parametrizadas sejam empregadas na modelagem das lentes do sistema óptico visando o cálculo de aberrações no eixo. O modelo considera um sistema óptico formado por quatro superfícies quádricas, cada qual definida por seu raio e asfericidade, centradas e com simetria rotacional. Ao empregar superfícies parabólicas, Navarro visa condicionar seu modelo esquemático a medições realizadas de aberração esférica, empregando ainda uma técnica para simular a aberração cromática do olho humano. O modelo esquemático ainda propõe a modelagem do efeito de acomodação das lentes do cristalino através de um esquema paraxial que utiliza uma função logarítmica para ajustar as superfícies das lentes a cada estado de acomodação.

Thibos (L. Thibos, 1992) propõe um novo modelo reduzido denominado “Olho Cromático”, apresentado na figura 2.5 o qual visa aprimorar a simulação da aberração cromática. O modelo tenta suprir algumas deficiências detectadas em modelos anteriores, utilizando técnicas mais avançadas para medir a aberração cromática e a partir de tais dados inferir novas equações para o cál-

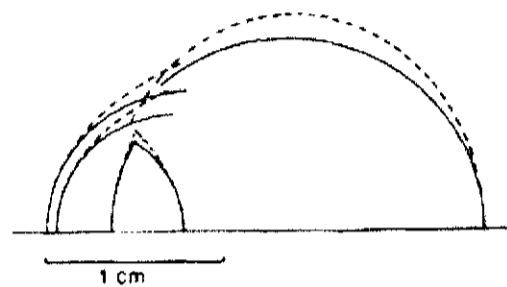


Figura 2.4: Modelo esquemático de Kooijman. As linhas pontilhadas representam as superfícies parabólicas em comparação às superfícies esféricas mostradas nas linhas sólidas. (Kooijman, 1983)

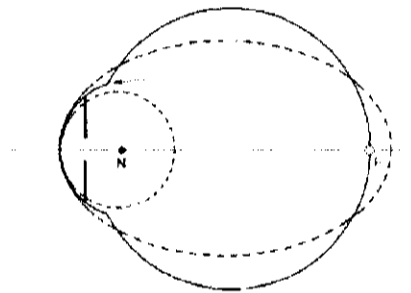


Figura 2.5: Modelo do Olho Cromático (L. Thibos, 1992)

culo do índice de refração. O olho cromático emprega superfícies elípticas e introduz uma pupila ao modelo, o que fornece a capacidade de simular tanto efeitos da difração quanto as aberrações transversais de diferença cromática e magnificação. Vale salientar que tal modelo deliberadamente possui aberração esférica nula.

Posteriormente, Thibos (L. Thibos, 1997) introduz um maior grau de liberdade ao modelo visando simular os efeitos da aberração esférica, ausentes no olho cromático. A superfície elíptica do modelo anterior é substituída por uma família de modelos de simetria rotacional, construídos a partir de superfícies quádricas de revolução. Tal família é definida pela equação 2.1, onde p é o parâmetro da forma da superfície e r é o raio paraxial. De modo a simplificar o modelo, os eixos óptico, visual, acromático e de fixação são assumidos como coincidentes, a pupila está centrada no eixo visual e a *fovea* está localizada no eixo óptico, como pode ser observado na figura 2.6. Este

novo modelo foi chamado de “Olho de Indiana”. Em outro trabalho, Thibos (L.N. Thibos, 1999b) altera o olho de Indiana movendo a pupila 0,6 mm e assim mostrando que tal modelo modificado também está apto a demonstrar os efeitos do astigmatismo oblíquo.

$$z = \frac{x^2 + y^2 + pz^2}{2r} \quad (2.1)$$

2.3 Simulações e Validações

De modo a aferir se modelos esquemáticos podem realmente simular o comportamento óptico do olho humano, Doshi (J. Doshi, 2001) apresenta um conjunto de experimentos, realizados em indivíduos vivos com aberrações na visão, e compara os resultados de tais experimentos com simulações realizadas a partir dos modelos de Kooijman, Olho Cromático e Olho de Indiana. De acordo com Doshi, todos os modelos apresentaram resultados satisfatórios, embora o melhor desempenho em seus experimentos tenha sido alcançado com o Olho Cromático.

Com o desenvolvimento dos equipamentos de medição ópticos, tal como o topógrafo de córnea, foi possível obter dados mais confiáveis e precisos das estruturas oculares. Aproveitando-se de tais avanços, Camp (J.J. Camp, 1990) desenvolveu um método para avaliar o efeito de irregularidades na superfície da córnea na performance óptica do olho. Um sistema de análise óptica fornece as coordenadas polares de 2560 pontos na superfícies da córnea. Na etapa seguinte, é realizado o *raytracing* em tais pontos e construída uma *Point Spread Function* projetando os raios em um plano de referência, geralmente o plano de melhor foco. Na figura 2.7 é possível notar que o paciente com córnea sem aberrações (primeira figura a esquerda) produz um sinal quase totalmente centrado no sinal de pico, enquanto um paciente com ceratocone produz um sinal disperso, reforçando a idéia de que nem todos os raios de luz incidentes atingem a região de melhor foco. De modo a inferir como tais pacientes enxergam, Camp produziu imagens das letras de Snellen, convoluindo tais imagens com as *Point Spread Functions* calculadas anteriormente. Utilizando como base o modelo de olho de Emsley, Carvalho (L. Carvalho, 2002) realiza um trabalho muito semelhante, utilizando dados *in vivo* para modelar a córnea.

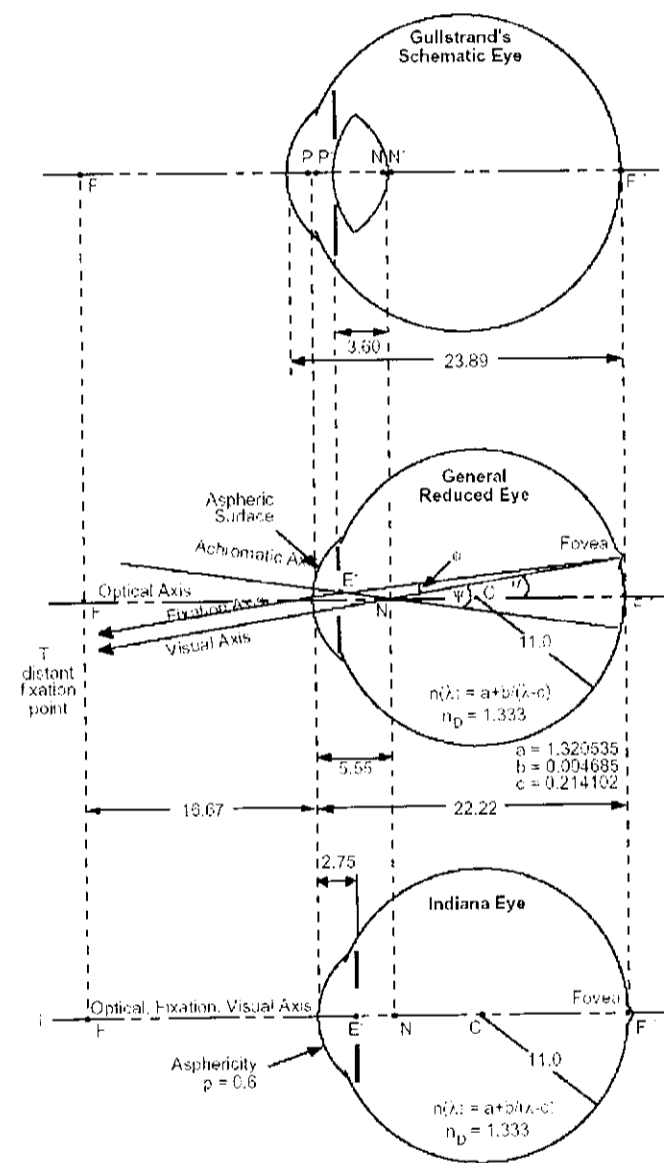


Figura 2.6: Modelo de Gullstrand, Modelo Reduzido e Olho de Indiana (L.N. Thibos, 1999a)

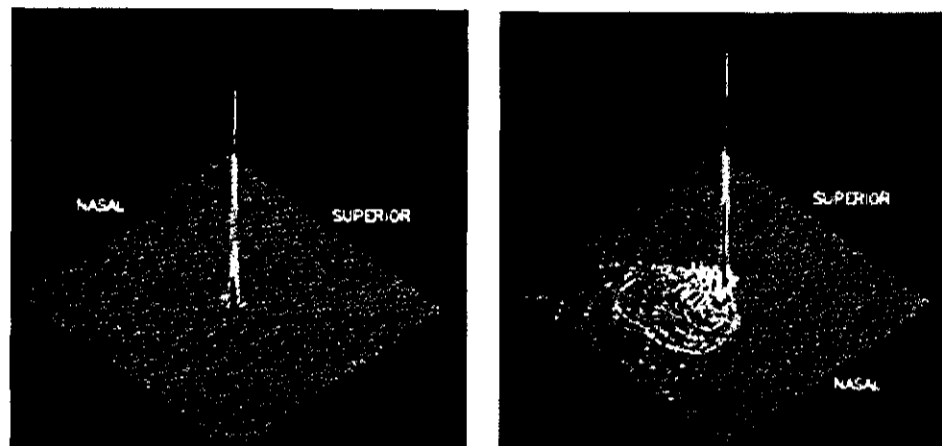


Figura 2.7: *Point Spread Function* de dois pacientes (J.J. Camp, 1990).

Uma modelagem teórica bastante interessante do cristalino é feita por Smith (Smith, 2003), que discute as características ópticas das lentes do cristalino e apresenta uma modelagem matemática para o seu funcionamento. Tal modelagem pode ser bastante útil em futuras implementações de modelos mais realísticos do funcionamento das lentes do cristalino.

Atualmente existem alguns simuladores que tentam medir a acuidade visual dos pacientes através de métricas ópticas. Barsky (B. Barsky, 1998) implementa um software denominado *CWhatUC* o qual revela o quão bem a córnea foca raios de luz paralelos na fovea, fornecendo instrumentos de visualização científica para interpretação dos dados. A córnea é reconstruída através de uma *spline* que utiliza dados reais medidos por um topógrafo de córnea. Para simular a contribuição da córnea na acuidade visual são propostas quatro métricas, usando um modelo de olho muito simples sem lentes do cristalino e considerando a córnea como um material com índice de refração constante de 1.3375. As métricas propostas são as seguintes:

- Poder de Refração Axial: A métrica de poder de refração axial (ARP) em um ponto da córnea é definida como o quociente entre o índice de refração da córnea e a distância entre o ponto na córnea e o ponto de interseção no eixo (figura 2.8). Tal medida fornece mapas que geralmente facilitam a identificação de astigmatismo.

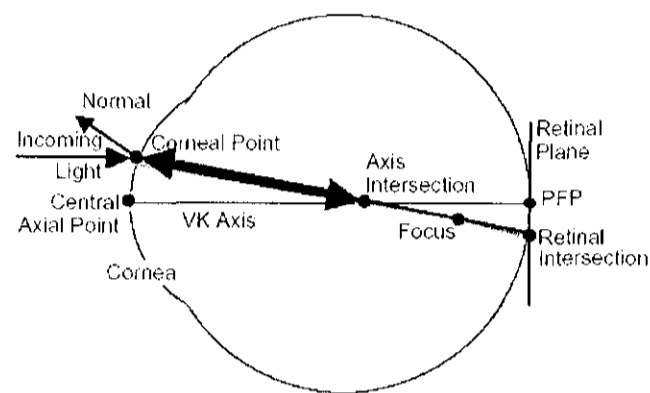


Figura 2.8: Poder de refração Axial (B. Barsky, 1998).

$$ARP = \frac{n}{\text{Distancia3D}(\text{Ponto da Cornea}, \text{Intersecao no eixo})} \quad (2.2)$$

- Poder de Refração Instantâneo:

A métrica de poder de refração instantâneo IRP em um ponto da córnea é definida como o quociente entre o índice de refração da córnea e a distância entre o ponto na córnea e o ponto focal (figura 2.9). Essa métrica ilustra a quantidade de aberração esférica presente no modelo óptico utilizado.

$$IRP = \frac{n}{\text{Distancia3D}(\text{Ponto da Cornea}, \text{Ponto Focal})} \quad (2.3)$$

- Distância Retinal:

A métrica de distância retinal (RD) é definida para cada ponto da córnea como sendo a distância do ponto focal paraxial (PFP) ao ponto de interseção na retina (figura 2.10). Como o plano da retina por definição contém o PFP, ambos estão em um mesmo plano logo a distância torna-se um cálculo de distância bi-dimensional planar. Em um olho perfeito,

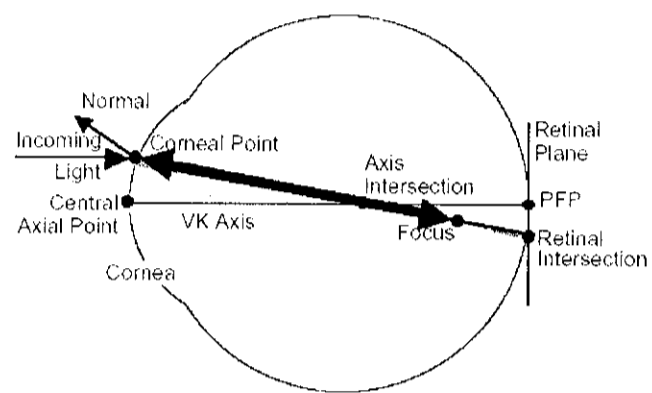


Figura 2.9: Poder de refração Instantâneo (B. Barsky, 1998).

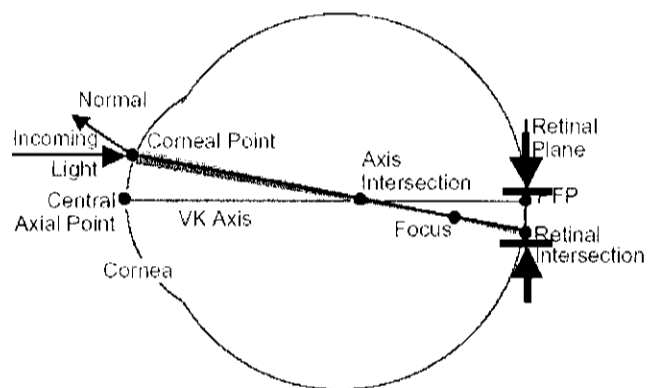


Figura 2.10: Distância Retinal (B. Barsky, 1998).

raios de luz paralelos convergem em um ponto de foco localizado no PFP, e neste caso a distância retinal seria zero. Esta métrica fornece uma noção da aberração esférica lateral.

$$RD = Distancia2D(Intersecao - na - Retina, PFP) \quad (2.4)$$

- Distância de foco:

A distância de foco (FD) para cada ponto na córnea é a distância do ponto focal ao ponto focal paraxial (figura 2.11). Em um olho perfeito os raios de luz que incidem paralelamente

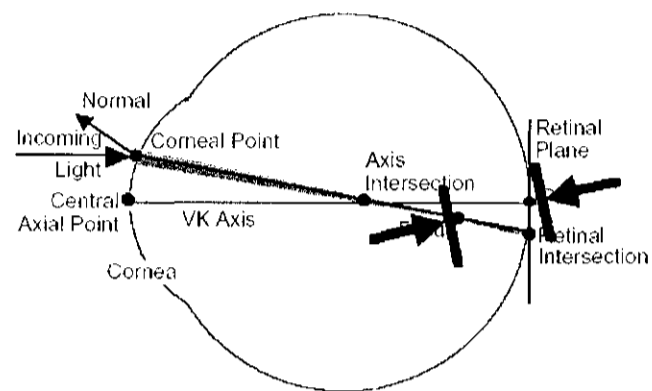


Figura 2.11: Distância de foco (B. Barsky, 1998).

convergem em um ponto focal localizado no PFP e conseqüentemente a distância de foco seria zero nesse caso.

$$FD = Distancia3D(Foco, PFP) \quad (2.5)$$

Como pode ser visto, poucos trabalhos empregam dados reais na modelagem e simulação do sistema visual humano. É evidente que a utilização de dados reais possibilita, além da realização de simulações realísticas, o estudo de fenômenos que dificilmente poderiam ser analisados sem tal recurso.

Capítulo 3

Modelagem computacional do olho humano

A abordagem adotada no projeto de mestrado foi utilizar malhas triangulares tridimensionais para simular as estruturas anatômicas mais importantes do sistema visual humano. Este capítulo apresenta a metodologia implementada para a construção dos modelos computacionais da retina, córnea e lentes do cristalino.

3.1 Modelagem da Retina

A modelagem da retina foi realizada através de uma abordagem de refinamento sucessivo. Tal abordagem foi usada visando simular a distribuição dos cones e bastonetes no olho humano. É sabido que nas regiões anteriores da retina, mais próximas à córnea, a concentração de fotoreceptores é muito menor se comparada à região posterior, sobretudo na região da *fovea*. O modelo reduzido de Emsley (Emsley, 1952) foi escolhido como base da modelagem por sua simplicidade. Todas as medidas especificadas no modelo foram respeitadas pela modelagem de modo a tornar a malha tri-dimensional o mais fiel possível.

A primeira parte da modelagem consiste em construir um modelo básico da retina, baseado nas medidas do modelo de Emsley, tendo como entrada o número de camadas de refinamento e o

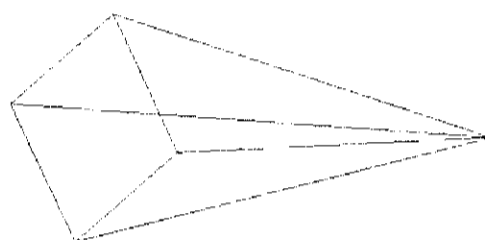


Figura 3.1: Etapa inicial da modelagem da retina

nível de refinamento na camada mais refinada, nesse caso a camada posterior da retina onde está situada a *fovea*. Os cinco pontos iniciais do modelo são : quatro na secção circular existente no modelo, onde é encaixado o modelo da córnea, e o outro no fundo da retina, como mostrado na figura 3.1. Além desses, os outros pontos do modelo inicial dependem do número de camadas que serão construídas: caso o modelo tenha duas camadas, haverá mais um plano intermediário com quatro pontos no modelo como mostrado na figura ??; caso tenha três camadas, mais dois planos com quatro pontos cada, e assim por diante.

Construído o modelo inicial, tem início a etapa de refinamento sucessivo das camadas, iniciando com a camada mais refinada da seção posterior. Nas camadas restantes, o número de refinamentos decresce gradativamente até a primeira camada localizada na seção anterior da retina. No caso de haver mais camadas do que o número de refinamentos na última camada, não serão realizados refinamentos nas camadas iniciais do modelo. O refinamento do modelo é feito da seguinte forma: cada triângulo do modelo é dividido em quatro novos triângulos, pegando-se os pontos médios de cada aresta e ligando-os, formando quatro novos triângulos no lugar do triângulo inicial. A figura 3.3 exemplifica o processo de refinamento.

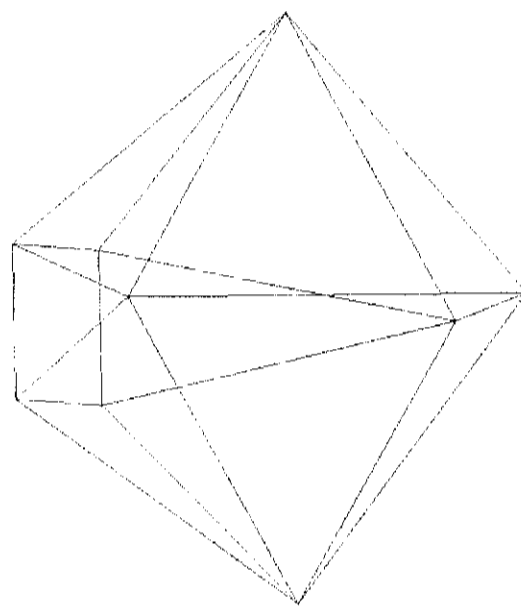


Figura 3.2: Etapa inicial da modelagem da retina com 2 camadas de refinamento



Figura 3.3: Processo de refinamento dos triângulos

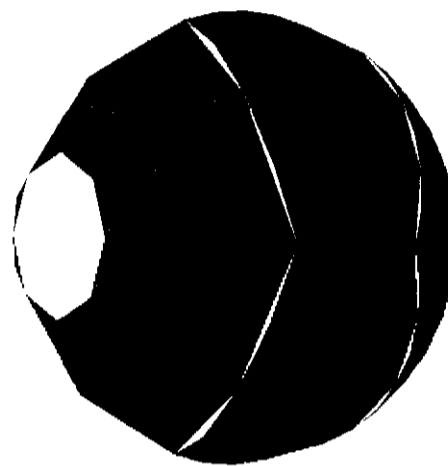


Figura 3.4: Modelo com três camadas e três refinamentos na última camada

Tendo calculado esses três novos pontos resultantes da subdivisão do triângulo, o próximo passo é deslocá-los para cima da esfera que define a retina, passo realizado utilizando o raio da esfera. Os únicos novos pontos que não são deslocados dessa maneira são aqueles que se encontram no plano da secção anterior do modelo. No caso desses pontos, é feito um deslocamento para o círculo de secção, ao invés de para a circunferência da esfera. Após os diferentes números de refinamentos em cada camada, ainda restam buracos no modelo, existentes na fronteira entre duas camadas como é possível observar na figura 3.4.

Os buracos são corrigidos da seguinte maneira: tomam-se as arestas dos triângulos de fronteira das camadas onde foram realizados menos refinamentos (no caso do modelo com três refinamentos, a primeira e a segunda camadas), e verifica-se qual dessas arestas é formada pelos dois pontos de fronteira. Então, realiza-se uma divisão do triângulo de fronteira em questão em dois novos triângulos, através da divisão da aresta encontrada pela criação de um novo ponto na mediana da aresta e transportando-o para a circunferência da esfera. Quando o ponto é transportado, coincide com um ponto de fronteira da próxima camada, e dessa maneira o modelo fica livre de buracos.

Todo o processo de implementação foi feito utilizando C++ como linguagem. A malha poligonal é escrita em arquivo, usando como formato o tipo VTK Unstructured Grid. A escolha desse formato de arquivo deve-se principalmente a sua ampla utilização em ferramentas de visualização,

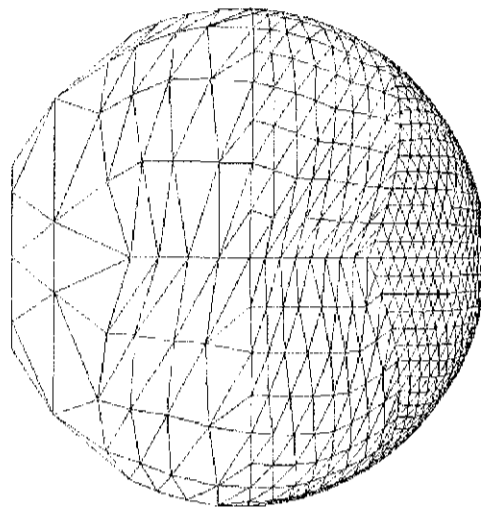


Figura 3.5: Modelo com três camadas e três refinamentos com os buracos corrigidos

bem como sua estrutura simples. Como alternativa, uma implementação utilizando o formato STL também é oferecida como opção. O formato STL possui a vantagem de já possuir todas as normais pré-calculadas no arquivo, embora tal facilidade acarrete um tamanho em disco muito maior se comparado ao formato VTK.

3.2 Modelagem da Córnea

O modelo da córnea foi construído com base nos dados obtidos pelo grupo de óptica oftalmológica da USP São Carlos através de topógrafos de córnea. Os dados estão contidos em dois arquivos texto, um arquivo contendo 360 linhas, cada uma representando um grau da circunferência da córnea e contendo dezessete valores de distância do ponto de maior elevação da córnea ao ponto em questão. O primeiro valor de cada linha é sempre zero pois representa a distância do ponto de maior elevação a ele mesmo. O ponto de maior elevação foi fixado como com coordenadas $x = 0$, $y = 0$ e $z = 0$. Como as distâncias entre pontos são representadas em coordenadas polares, para obter as coordenadas y e z de cada ponto foi necessário realizar uma conversão para coordenadas cartesianas. Para converter os valores contidos no arquivo, os quais estão em pi-

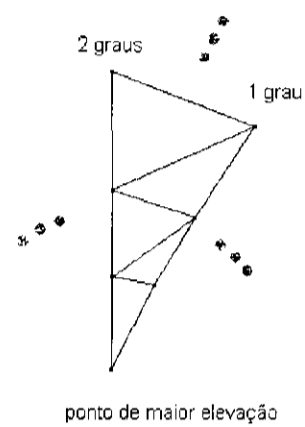


Figura 3.6: Processo de triangulação da córnea

xels, foi necessário multiplicar tais valores por 0.024, convertendo-os em milímetros. O ângulo corresponde ao número da linha em que os cálculos estão sendo realizados.

A coordenada x de cada ponto do modelo é obtida utilizando o arquivo texto que representa elevação de cada ponto em relação ao ponto de maior elevação. Dessa forma, a coordenada x é fornecida diretamente no arquivo, bastando ser deslocada para encaixar-se no modelo da retina, o qual está centralizado nas coordenadas cartesianas. Finalmente, as coordenadas x e y são normalizadas para que o modelo fique centralizado, pois o ponto considerado como central é o de maior elevação, mas nem sempre esse ponto é o ponto central da córnea. Calculados os pontos, basta triangulá-los para obter o modelo completo, como visto na figura 3.6.

A triangulação gerada segue uma abordagem linear. Tal abordagem gera alguns problemas de ordem numérica ao aplicar os algoritmos de intersecção de polígono, pois a malha triangular produz triângulos muito alongados como visto na figura 3.7. Uma solução encontrada foi diminuir a resolução da malha, gerando triângulos mais uniformes como mostrado na figura 3.8. Obviamente tal solução produz uma perda na qualidade da malha e conseqüentemente um resultado menos fiel no cálculo da normal, embora nos testes realizados as malhas com menor resolução tenham apresentado resultados altamente satisfatórios.

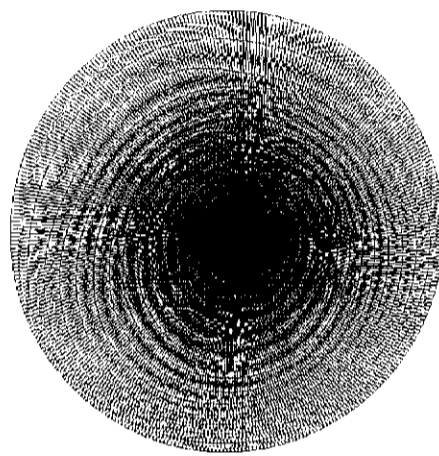


Figura 3.7: Córnea com ceratocone triangulada

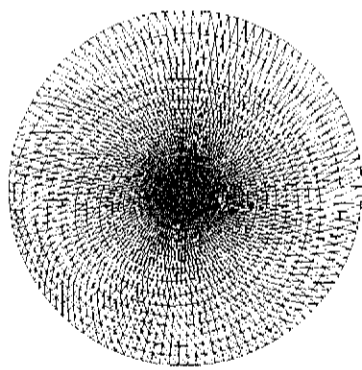


Figura 3.8: Córnea com ceratocone triangulada em menor resolução

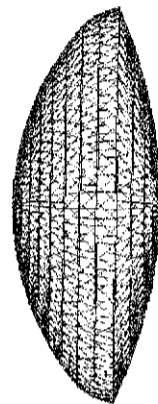


Figura 3.9: Modelo computacional das lentes do cristalino.

3.3 Modelagem das lentes do cristalino

A modelagem do cristalino seguiu o modelo proposto por Gullstrand (Gullstrand, 1909), onde o cristalino é modelado como um par de lentes, tendo a lente posterior um raio de curvatura de $6mm$ e a lente anterior $10mm$ de raio de curvatura, formando uma estrutura com aproximadamente $4mm$ de diâmetro em seu centro. Apesar do modelo proposto por Gullstrand preconizar as lentes do cristalino como uma estrutura laminar dupla, uma abordagem de lâmina simples foi adotada pelo projeto, pois a adoção da estrutura mais complexa não afeta de maneira considerável a imagem final projetada na retina. A figura 3.9 apresenta o modelo computacional das lentes do cristalino e a figura 3.10 apresenta o modelo computacional final do sistema visual humano.

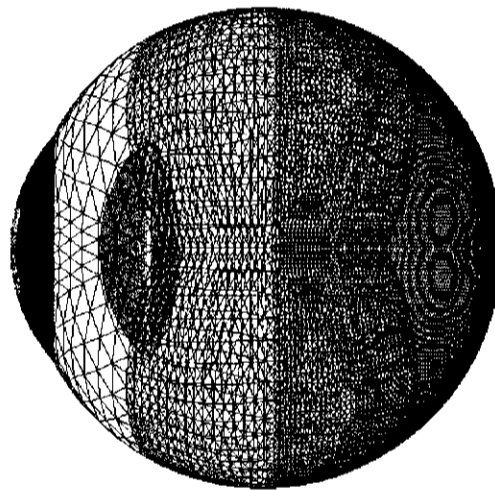


Figura 3.10: Modelo computacional final do sistema visual humano.

Capítulo 4

Lançamento de Raios

O lançamento de raios, mais conhecido como *ray-tracing*, é um componente fundamental no processo de simulação do comportamento do sistema visual humano, pois este módulo é encarregado de modelar todas as leis físicas que regem o processo de intersecção dos raios de luz na córnea e cristalino e suas posteriores refrações. Este capítulo apresenta a estrutura de dados topológica utilizada para armazenar as malhas triangulares que modelam as estruturas anatômicas do olho humano. Posteriormente o processo de intersecção dos raios com as malhas e o processo de refração dos raios de luz serão apresentados.

4.1 Estrutura SHE

Uma estrutura de dados topológica permite extrair do modelo representado todas as relações de adjacência entre as diferentes entidades topológicas presentes no modelo em tempo constante ou linearmente proporcional à incidência da entidade envolvida, ou seja, de forma independente da dimensão do problema, na medida em que as operações são realizadas localmente (Baumgart, 1975).

Quando se utiliza uma estrutura de dados topológica para geração ou manipulação de malhas, as principais características exigidas na estrutura são a capacidade de armazenar a malha geométrica permitindo uma manipulação dinâmica, inserção e remoção das entidades que formam esta

malha, e otimização nas buscas por informações topológicas, de vizinhanças e singularidade de vértices.

Na implementação da modelagem e posteriormente dos algoritmos de raytracing a estrutura de dados topológica *Singular Handle-Edge* (et al, 2003), também conhecida como SHE foi empregada. Esta estrutura foi baseada nas idéias de Nonato (L.G. Nonato, 2002), sendo utilizada para manipulação de malhas triangulares bi-dimensionais não estruturadas, permitindo assim uma maior otimização na geração e utilização desse tipo de malha.

A estrutura de dados topológica SHE foi implementada utilizando uma abordagem orientada a objetos. A figura 4.1 exemplifica as entidades estruturais da estrutura SHE. Segue-se uma breve apresentação de cada estrutura e o respectivo diagrama de classes na figura 4.2.

- **sheVertex**: Esta classe representa cada vértice (ponto) de uma malha triangular. Esta representação é feita armazenando as coordenadas geométricas, a característica de pertencer ao bordo ou não, informações sobre singularidade e um identificador. Um ponto de destaque nesta estrutura é a informação de singularidade que permite percorrer todo o link do vértice, mesmo este sendo um vértice singular.
- **sheBoundary**: Esta classe representa cada aresta de bordo de uma malha triangular. Outra informação armazenada aqui é uma referência ao bordo que ela pertence.
- **sheBoundaryCp**: Esta classe representa a(s) borda(s) de uma malha, cada componente conexo possui sua lista de componentes de borda (**sheBoundaryCp**), que por sua vez possui um ponteiro para uma lista de **sheBoundary**, que são as arestas da referida borda.
- **sheSing**: Cada **sheVertex** possui um ponteiro para uma lista de **sheSing** sendo armazenado nesta lista as arestas de bordo onde o vértice singular é pé, ou seja, percorrendo um ciclo anti-horário ao redor do vértice, é a primeira aresta encontrada. Quando a lista de **sheSing** possui mais de um elemento, podemos dizer que o vértice é singular, quando o vértice não é singular, se ele não estiver na borda ele tem na sua lista de **sheSing** uma aresta qualquer, mas se pertencer a borda, terá a aresta da borda.

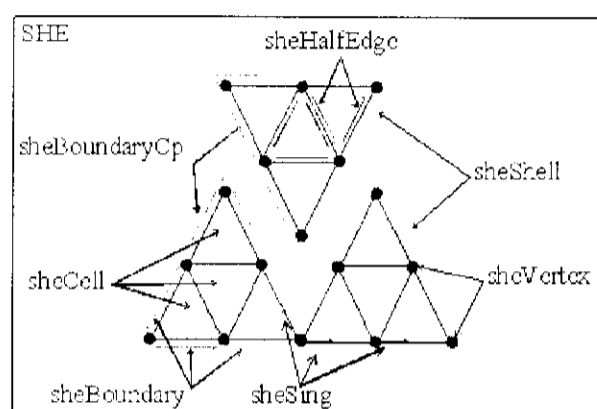


Figura 4.1: Malha triangular e entidades da estrutura

- **sheHalfEdge**: Esta classe representa cada *semi-aresta* dos triângulos da malha bi-dimensional. Nesta entidade é armazenada a informação da célula a que ela pertence, da aresta vizinha e do vértice pé da semi-aresta. A aresta vizinha pode pertencer a outro triângulo ou ao componente de bordo. Arestas pertencentes a dois triângulos, são representadas por dois objetos, um para cada triângulo.
- **sheCell**: Cada grupo de triângulos conexos é representado por esta classe. É nesta entidade onde são armazenadas as listas de células, e de componentes de bordo, além de um identificador, número de células, número de componentes de bordos e uma referência para a malha. Agrupando os triângulos desta maneira, por componentes conexas, temos que para cada Shell, existe apenas um componente de bordo externo, dentre todos bordos que este pode conter, sendo os outros componentes as bordas dos “buracos” na Shell.
- **SHE**: É a super classe que congrega todas as entidades da estrutura. Nesta classe se encontram as operações principais, como inserção e remoção de triângulos.

Uma funcionalidade muito interessante da implementação da estrutura de dados SHE é a possibilidade de utilizar iteradores para percorrer as estruturas da malha. Dessa maneira a tarefa de percorrer vértices, arestas, estrelas de vértices, triângulos e outras estruturas reduz-se a um simples laço de iteração, dispensando à própria estrutura os controles necessários para executar a tarefa.

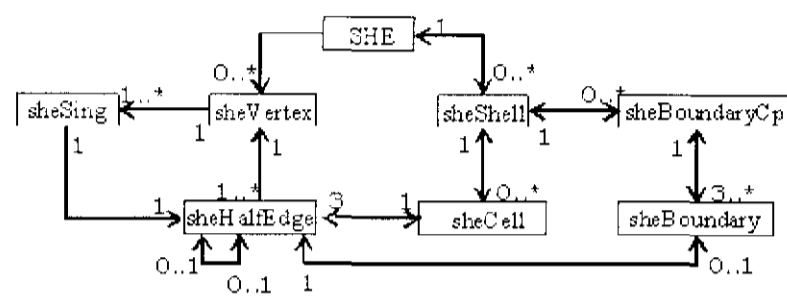


Figura 4.2: Diagrama de Classes da estrutura SHE

4.2 Ray Tracing

Com o uso da estrutura topológica *Singular Handle-Edge* foi possível executar com facilidade operações de busca na malha triangular. A primeira etapa do processo de lançamento de raios consiste em escolher os parâmetros da equação do raio a ser lançado na córnea, nesse caso o ponto inicial e sua direção. A etapa seguinte consiste em encontrar o vértice que possui o menor ângulo em relação ao raio lançado dentro da malha da córnea. Essa etapa introduz uma considerável otimização no processo de raytracing, pois reduz o número de testes de intersecção com polígonos uma vez que em um esquema clássico, todos os triângulos da malha deveriam ser testados a fim de precisar qual desses triângulos é interceptado pelo raio. Na abordagem implementada apenas os triângulos localizados na estrela do vértice com menor ângulo são testados, tornando o processo mais rápido e eficiente. Encontrar o vértice com o menor ângulo com o raio consiste em traçar um vetor partindo do vértice testado até o ponto inicial do raio lançado e calcular o ângulo entre esses dois raios através da equação 4.1. A seguir o mesmo cálculo é realizado para todos os vértices na estrela do vértice testado. Se algum desses vértices possuir um ângulo menor, então esse vértice torna-se o vértice com menor ângulo e o processo é repetido. O processo termina quando ao analisar todos os vértices na estrela do vértice atual, o valor do ângulo não diminui, pois provavelmente o vértice com o menor ângulo com o raio lançado foi encontrado.

$$\cos\theta = \frac{\vec{v}_1 \cdot \vec{v}_2}{|\vec{v}_1| \cdot |\vec{v}_2|} \quad (4.1)$$

O algoritmo de teste de intersecção utilizado nas implementações está baseado no algoritmo de Badouel (Badouel, 1990). O algoritmo fornece um método simples e eficiente de calcular a intersecção de um raio com um polígono, no caso triângulos. O método está dividido em duas etapas: primeiramente é testado se o raio intercepta ou não o plano que contém o polígono; a segunda etapa consiste em determinar as coordenadas da intersecção caso a primeira etapa tenha tido resposta positiva.

A etapa de teste de intersecção consiste em primeiramente em computar o vetor normal ao plano contendo os vértices do triângulo testado. Sendo V_0, V_1 e V_2 os vértices do triângulo e \mathbf{N} a normal ao plano temos na equação 4.2:

$$\vec{\mathbf{N}} = \vec{V_0V_1} \times \vec{V_0V_2} \quad (4.2)$$

Para cada ponto P pertencente ao plano, o produto $P \cdot \mathbf{N}$ é constante, sendo tal valor calculado pelo produto escalar $d = -V_0 \cdot \mathbf{N}$. Tomando a representação implícita do plano na equação 4.3 e a representação paramétrica da reta na equação 4.4, onde O é o ponto de origem do raio e D é a direção, substituindo P na equação 4.3 pela representação paramétrica do raio e isolando o parâmetro t , temos a equação 4.5:

$$\mathbf{N} \cdot P + d = 0 \quad (4.3)$$

$$r(t) = O + Dt \quad (4.4)$$

$$t = -\frac{d + \mathbf{N} \cdot O}{\mathbf{N} \cdot D} \quad (4.5)$$

Utilizando a equação 4.5 é possível chegar às seguintes conclusões:

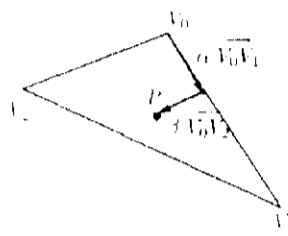


Figura 4.3: Coordenadas do ponto P

- Se o polígono e o raio são paralelos ($N \cdot D = 0$) a intersecção é rejeitada
- Se a intersecção é anterior à origem do raio ($t < 0$) a intersecção é rejeitada
- Se uma intersecção mais próxima já foi calculada ($t > t_{ray}$) a intersecção é rejeitada

A segunda etapa consiste em determinar as coordenadas do ponto de intersecção no polígono. Como exemplificado na figura 4.3 o ponto P é dado pela equação 4.6.

$$\overrightarrow{V_0P} = \alpha \overrightarrow{V_0V_1} + \beta \overrightarrow{V_0V_2} \quad (4.6)$$

O ponto P estará dentro do triângulo se $\alpha \geq 0, \beta \geq 0$, e $\alpha + \beta \leq 1$. A equação 4.6 possui três componentes (equação 4.7) e admite uma solução única.

$$\begin{cases} X_p - X_0 = \alpha(X_1 - X_0) + \beta(X_2 - X_0) \\ Y_p - Y_0 = \alpha(Y_1 - Y_0) + \beta(Y_2 - Y_0) \\ Z_p - Z_0 = \alpha(Z_1 - Z_0) + \beta(Z_2 - Z_0) \end{cases} \quad (4.7)$$

De modo a reduzir o sistema, o polígono é projetado em um dos planos xy, xz ou yz . Todavia, é necessário descobrir qual o eixo dominante do vetor normal e usar o plano perpendicular a esse eixo de modo a maximizar a projeção. Computando o valor i_0 ,

$$i_0 = \begin{cases} 0 & \text{se } |\mathbf{N}_x| = \max(|\mathbf{N}_x|, |\mathbf{N}_y|, |\mathbf{N}_z|) \\ 1 & \text{se } |\mathbf{N}_y| = \max(|\mathbf{N}_x|, |\mathbf{N}_y|, |\mathbf{N}_z|) \\ 2 & \text{se } |\mathbf{N}_z| = \max(|\mathbf{N}_x|, |\mathbf{N}_y|, |\mathbf{N}_z|) \end{cases} \quad (4.8)$$

Considerando i_1 e i_2 como índices diferentes de i_0 , eles representam o plano primário usado para projetar o polígono. Seja (u, v) a coordenada bi-dimensional de um vetor nesse plano; as coordenadas de $\overrightarrow{V_0P}$, $\overrightarrow{V_0V_1}$ e $\overrightarrow{V_0V_2}$, projetadas nesse plano são:

$$\begin{aligned} u_0 &= P_{i_1} - V_{0i_1} & u_1 &= V_{1i_1} - V_{0i_1} & u_2 &= V_{2i_1} - V_{0i_1} \\ v_0 &= P_{i_2} - V_{0i_2} & v_1 &= V_{1i_2} - V_{0i_2} & v_2 &= V_{2i_2} - V_{0i_2} \end{aligned}$$

Logo, a equação 4.7 reduz-se a

$$\begin{cases} u_0 = \alpha \cdot u_1 + \beta \cdot u_2 \\ v_0 = \alpha \cdot v_1 + \beta \cdot v_2 \end{cases} \quad (4.9)$$

As soluções são

$$\alpha = \frac{\det \begin{pmatrix} u_0 & u_2 \\ v_0 & v_2 \end{pmatrix}}{\det \begin{pmatrix} u_1 & u_2 \\ v_1 & v_2 \end{pmatrix}} \quad e \quad \beta = \frac{\det \begin{pmatrix} u_1 & u_0 \\ v_1 & v_0 \end{pmatrix}}{\det \begin{pmatrix} u_1 & u_2 \\ v_1 & v_2 \end{pmatrix}} \quad (4.10)$$

Após o cálculo da coordenada do ponto de intersecção na córnea, é realizado o cálculo da normal interpolada nos três vértices que compõe o triângulo no qual o ponto está contido. Posteriormente é computado o valor da normal no ponto utilizando coordenadas baricêntricas, pois esse método fornece um cálculo mais exato da normal no ponto. Seguindo os princípios ópticos da refração, a lei de Snell é usada para calcular o desvio e o novo raio que irá incidir sobre a retina. A figura 4.4 mostra o processo de reflexão do raio incidente na córnea. O raio refratado T' é calculado através

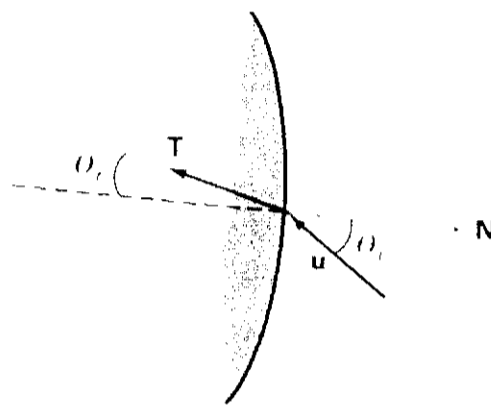


Figura 4.4: Esquema do processo de refração do raio incidente na córnea

da equação 4.11 (D. Hearn, 1997) utilizando o raio incidente u e na normal no ponto de intersecção da córnea N . A lei de Snell (equação 4.12) é utilizada para calcular o ângulo de refração θ_r .

$$\mathbf{T} = \frac{n_i}{n_r}u - (\cos \theta_r - \frac{n_i}{n_r} \cos \theta_i)\mathbf{N} \quad (4.11)$$

$$\cos \theta_r = \sqrt{1 - (\frac{n_i}{n_r})^2(1 - \cos^2 \theta_i)} \quad (4.12)$$

Todo o processo apresentado anteriormente é repetido para calcular o ponto de intersecção do raio refratado na retina.

Capítulo 5

Resultados

Com o intuito de apresentar os resultados alcançados através do modelagem computacional do sistema visual humano descrita anteriormente, diversas simulações e validações foram implementadas. Tais simulações têm por objetivo investigar os efeitos das irregularidades presentes na córnea na formação da imagem retinal. Este capítulo apresenta tais simulações, as quais variam desde simples lançamentos de feixes de raios até a projeções de imagens reais na retina.

5.1 Lançamento dos Anéis de Plácido

Após a construção de todo o arcabouço computacional necessário para implementar as características geométricas e as funcionalidades ópticas presentes no olho humano, algumas simples simulações foram realizadas de modo a aferir a robustez e corretudo do modelo computacional implementado.

Uma das mais simples simulações descrita na literatura é o chamado lançamento dos anéis de Plácido (Plácido, 1880). Nesta simulação um feixe de anéis concêntricos de raio variável é projetado na superfície da córnea, de maneira a observar a projeção de tais anéis na superfície retinal. A figura 5.1 ilustra a projeção dos anéis na superfície da córnea e a figura 5.2 ilustra o processo de refração dos raios de luz dentro do olho humano. Apesar da simplicidade de tal simulação, é importante ressaltar que a mesma apresenta resultados interessantes ao observar efeito

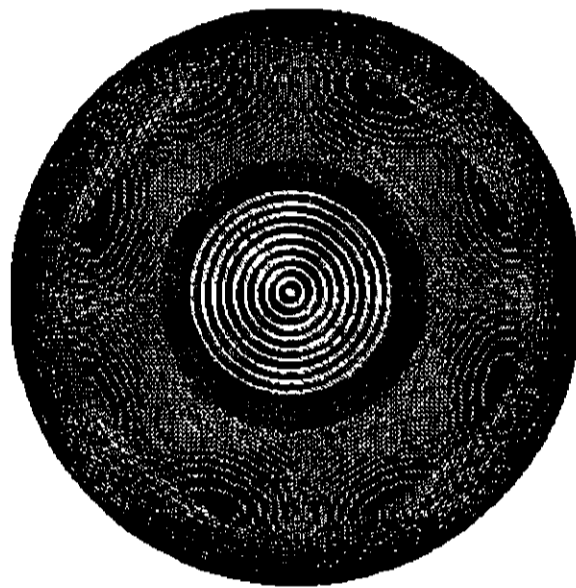


Figura 5.1: Projeção dos Anéis de Plácido na Córnea

das irregularidades da córnea na formação da imagem retinal. A figura 5.3 mostra a projeção dos anéis no fundo da retina através de uma córnea hemétrope, aqui presentemente designada como teórica, pois está livre de quaisquer imperfeições em sua superfície. Como esperado, o lançamento dos anéis formou uma projeção uniforme e focalizada na região da *fovea centralis*. Entretanto, ao utilizar uma córnea com uma deformação em sua superfície, mais especificadamente um ceratocone, é possível notar na figura 5.4 uma completa dispersão dos raios de luz na projeção retinal. Tal dispersão dos raios de luz também pode ser encontrada nas projeções realizadas tanto em córneas com astigmatismo forte 5.5, quanto em córneas com astigmatismo suave 5.6. Tais resultados corroboram para a importância da córnea na formação da imagem retinal.

5.2 Simulação de Inversão de Imagem

De modo a verificar a corretude das funcionalidades ópticas implementadas no modelo computacional do sistema visual humano, uma simples simulação de lançamento de raios foi realizada

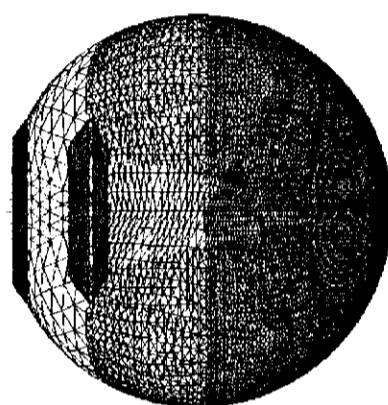


Figura 5.2: Esquema do processo de lançamento e refração de raios no interior da superfície ocular

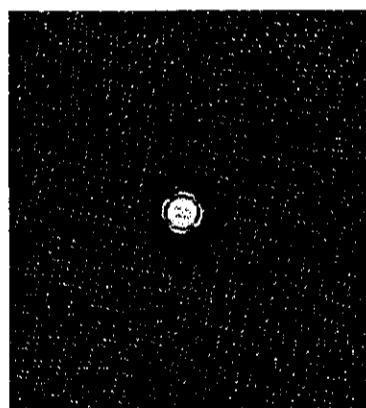


Figura 5.3: Imagem retinal formada através da projeção dos anéis de Plácido em uma córnea normal



Figura 5.4: Imagem retinal formada através da projeção dos anéis de Plácido em uma córnea com ceratocone



Figura 5.5: Imagem retinal formada através da projeção dos anéis de Plácido em uma córnea com astigmatismo forte

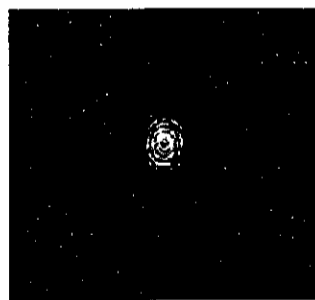


Figura 5.6: Imagem retinal formada através da projeção dos anéis de Plácido em uma córnea com astigmatismo suave

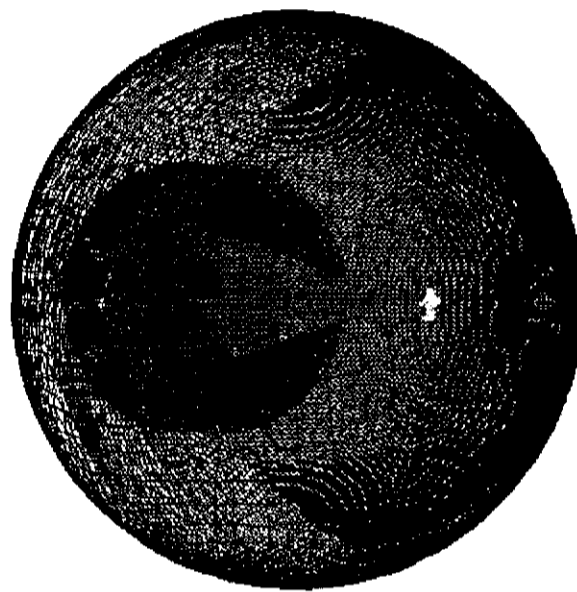


Figura 5.7: Lançamento de raios a partir de um objeto com orientação definida em vista lateral

de modo a aferir o processo de inversão da imagem retinal, fenômeno esse amplamente conhecido pela comunidade científica. A simulação foi realizada com base em um objeto com orientação definida, no caso uma figura ilustrativa de uma seta. A figura 5.7 ilustra em verde o caminho percorrido pelos raios de luz e a clara inversão da imagem ocorrida no fundo da retina. A fim de investigar a contribuição de irregularidades na córnea, as figuras 5.8, 5.9 e 5.10 ilustram o processo de lançamento de objeto com orientação definida em córneas normais, com ceratocone e astigmatismo forte, respectivamente.

5.3 *Point Spread Function*

Na literatura médica que trata de temas ligados à acuidade visual de pacientes, é comum encontrar o mapa denominado *Point Spread Function*, o qual pode ser descrito de maneira simplificada como um mapa que determina quão bem a córnea foca os raios de luz na região da *fovea*.



Figura 5.8: Imagem retinal formada através da projeção da seta em uma córnea normal



Figura 5.9: Imagem retinal formada através da projeção da seta em uma córnea com ceratocone



Figura 5.10: Imagem retinal formada através da projeção da seta em uma córnea com astigmatismo forte

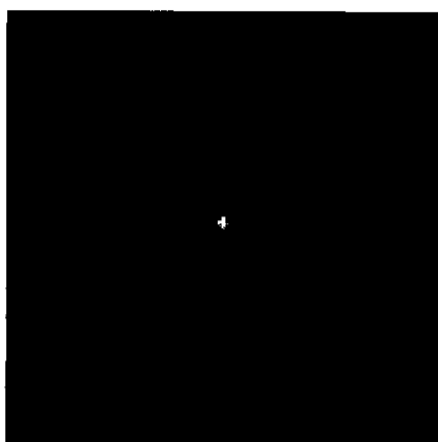


Figura 5.11: Mapa de *Point Spread Function* produzido através de uma córnea hemétrepe perfeita.

Para tanto, é determinado um raio base localizado no ponto de melhor foco e os demais raios são comparados a esse raio base. Um olho teórico perfeito iria focalizar a maioria dos raios na região do raio de melhor foco, enquanto córneas com deformidades produzirão um mapa com menor intensidade no ponto de melhor foco e muitos raios esparsos. A figura 5.11 apresenta a *Point Spread Function* de uma córnea teórica de 7.5 mm de raio de curvatura. Como dito anteriormente, a grande maioria dos pontos estão focados no ponto de melhor foco. Já a figura 5.12, onde uma córnea com ceratocone foi utilizada, apresenta um padrão completamente disperso na localização dos pontos de luz, sendo que uma quantidade elevada de pontos está muito distante do ponto de melhor foco. A figura 5.13 apresenta o mapa de *Point Spread Function* de uma córnea com astigmatismo forte, onde é possível notar que apesar de uma melhor concentração dos raios na região central de melhor foco, alguns raios ainda atingem regiões periféricas da retina. Uma interpretação bastante razoável para tais dados é de que quanto mais dispersos os pontos se apresentarem no mapa da *Point Spread Function* pior será a acuidade visual do indivíduo estudado. Os resultados obtidos pelo simulador condizem com dados apresentados na literatura, tais como as simulações de Camp (J.J. Camp, 1990) discutidas anteriormente.

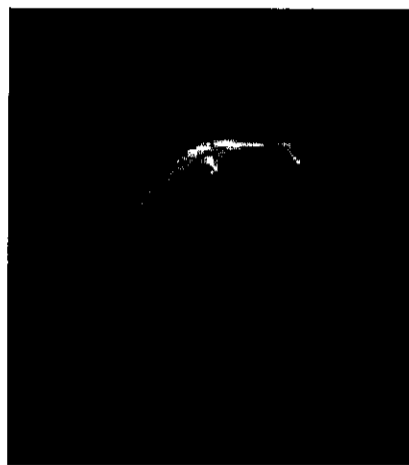


Figura 5.12: Mapa de *Point Spread Function* produzido através de uma córnea com ceratocone.

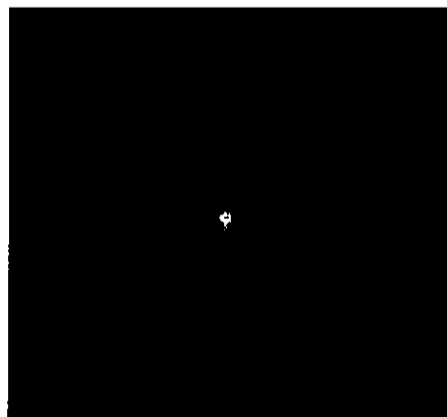


Figura 5.13: Mapa de *Point Spread Function* produzido através de uma córnea com astigmatismo forte.

5.4 Simulação de Wavefront

Uma das mais importantes técnicas no diagnóstico de pacientes na atualidade é o exame denominado *Wavefront*, ou exame de frente de onda. Através dessa técnica é possível identificar um número grande de deficiências, tais como distorção de campo ou coma, onde anteriormente os métodos usuais de diagnóstico apenas identificavam miopia, astigmatismo e hipermetropia. Nos casos em que a cirurgia é indicada, o *wavefront* é também capaz de determinar o ponto exato da ablação (retirada do tecido da córnea).

Dada a importância da técnica de *wavefront*, foi implementada uma versão computacional do processo, fornecendo dados para quaisquer tipo de análises. A implementação foi feita através da comparação do caminho ótico de um raio base, o qual percorre um caminho sem reflexão dentro do olho humano, pois seu ângulo de incidência com a superfície é de 90 graus, com os demais raios provenientes de um feixe de luz. Ao igualar o comprimento ótico dos raios de luz lançados com o comprimento ótico do raio base, é possível traçar um comprimento ótico para cada raio, formando uma frente de onda logo após o cristalino. Uma importante análise proveniente do processo de *wavefront* é a possibilidade de validar o modelo computacional implementado através da comparação de dados provenientes de um aberrômetro em um modelo mecânico de olho.

Recentemente, Thibos (Larry N. Thibos, 2003) exemplifica em seu artigo uma série de métricas que podem ser relativamente facilmente implementadas a partir de dados provenientes de um *wavefront*. Todavia, cabe ressaltar que tal implementação computacional ainda não pode substituir fielmente os modernos aparelhos de *wavefront* disponíveis, uma vez que existem fenômenos ligados ao cristalino que não foram abrangidos pelas simulações, uma vez que o modelo computacional dispõe de um modelo teórico do cristalino. O estudo de um mecanismo eficiente de aquisição de dados *in vivo*, ou simulações mais realistas das aberrações do cristalino constituem em uma futura evolução no estudo da área de simulação computacional do sistema visual humano. A figura 5.14 exemplifica o processo de wave-front, onde é possível abstrair o formado da frente de onda de luz após ser refratada pelo cristalino.

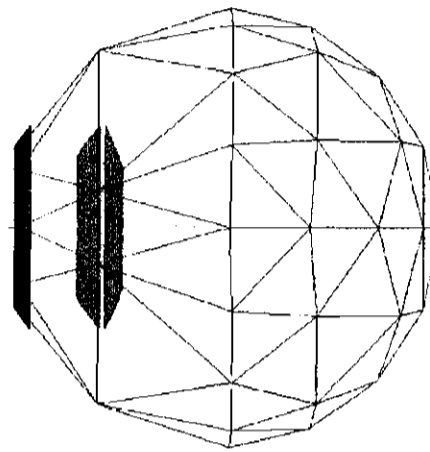


Figura 5.14: Ilustração do processo de obtenção da frente de onda.

5.5 Simulação de Projeção de Imagens

Uma das mais interessantes simulações realizadas com a ajuda do simulador do sistema visual humano foi a projeção de imagens reais na retina. Tal tipo de projeção é inédita na literatura pois em trabalhos relacionados as imagens eram projetadas em um plano no local de melhor foco no fundo da retina, e não na retina propriamente dita, ignorando as deformações geométricas implícitas. Tão pouco em outros trabalhos correlatos é possível abstrair diretamente a imagem retinal a partir de deformidades na córnea, sendo técnicas alternativas utilizadas, tais como a convolução de uma imagem com a sua *Point Spread Function*. Todavia, cabe salientar que tais imagens não são totalmente fidedignas, ou seja, tal simulação não tem como objetivo "ver o que o indivíduo vê", pois uma série de questões presentes no sistema orgânico real não foram abordadas, tais como anormalidades no cristalino e outros tipos de aberrações, bem como o modo em que os raios de luz chegam à córnea. Em um ambiente real infinitos raios de luz emanam de cada ponto de uma imagem, formando um cone de raios para cada ponto. Tal abordagem produz o efeito de borramento presente em imagens reais, sobretudo nos indivíduos com deformidades na córnea. A abordagem mais simples adotada na simulação produz um feixe de raios paralelos, onde cada ponto da ima-



Figura 5.15: Imagem projetada na retina através de uma córnea normal.

gem produz apenas um raio, tal como se a imagem emanasse de um raio laser diretamente para o olho do indivíduo estudado. Apesar de tais limitações é possível observar resultados interessantes e pertinentes no estudo do sistema visual humano.

A figura 5.15 apresenta uma imagem real projetada através de uma córnea hemétrepe perfeita. Ao comparar a imagem projetada com a original mostrada na figura 5.16 é possível observar que apesar de fiel à imagem original, algumas distorções geométricas estão presentes na imagem projetada na retina. A imagem projetada através de uma córnea com ceratocone, observada na figura 5.17 apresenta um alto grau de deformação, sendo mais saliente as deformações nos cantos da imagem, bem como alterações em linhas retas e alterações de proporções.



Figura 5.16: Imagem original utilizada para projeção.



Figura 5.17: Imagem projetada na retina através de uma córnea com ceratocone.

Capítulo 6

Conclusão e Trabalhos Futuros

O projeto de mestrado explora uma área ainda em desenvolvimento, pois apenas recentemente foi possível agregar dados obtidos *in vivo* de pacientes para construir um modelo computacional mais realístico do sistema visual humano. Embora muitas etapas ainda devam ser trilhadas até tais simulações poderem com confiança prever a acuidade visual do paciente e fornecer métodos seguros de diagnósticos, os resultados obtidos pelo projeto são encorajadores, fornecendo um arcabouço computacional ágil, robusto e flexível que poderá ser utilizado para o estudo de fenômenos ligados ao sistema visual humano ainda pouco compreendidos.

Uma vasta gama de trabalhos futuros podem advir do aprofundamento e evolução da modelagem e simulação do sistema visual humano implementada pelo projeto. O passo mais imediato da evolução é a aquisição de dados *in vivo* das lentes do cristalino. Atualmente os instrumentos que possibilitariam a aquisição de tais dados, através de ultrasonografia, não possuem a precisão necessária para a modelagem real e fidedigna da estrutura das lentes do cristalino. Outro ponto complexo é a modelagem do sistema de acomodação das lentes do cristalino, ponto de muita controvérsia na literatura atual.

Vislumbrando um futuro sistema que agregue as mais importantes estruturas oculares com dados reais e consistentes, o estudo da simulação do sistema visual humano avançaria para campos ligados ao córtex visual do cérebro humano, estudando e simulando seu comportamento.

Bibliography

- B. Barsky, D. Garcia, S. K. (1998). Cwhatuc: A visual acuity simulator. *Proceedings of Ophthalmic Technologies*, VIII:290–298.
- Badouel, D. (1990). *Graphics Gems*, volume IV, chapter 7, pages 390–393. AP Professional.
- Baumgart, B. (1975). A polyhedron representation for computer vision. *AFIPS National Computer Conference*, 44:589–596.
- D. Hearn, M. B. (1997). *Computer Graphics C Version*. Prentice-Hall, 2nd edition.
- Emsley, H. H. (1952). *Visual Optics*. Hatton Press Ltd, 5th edition.
- et al, L. N. (2003). Topological approach for detecting objects from images. *Proceedings of SPIE*.
- Gullstrand, A. (1909). *Helmholtz's Handbuch der Physiologischen Optik*, volume 1. 3rd edition.
- Helga Kolb, Eduardo Fernandez, R. N. (2004). Webvision. Internet.
- J. Doshi, J. Sarver, B. A. (2001). Schematic eyes models for simulation of patient visual performance. *Journal of Refractive Surgery*, 17:414–419.
- J.J. Camp, L.J. Maguire, e. a. (1990). A computer model for the evaluation of the effect of corneal topography on optical performance. *American Journal of Ophthalmology*, 109(4):379–385.
- Kooijman, A. C. (1983). Light distribution on the retina of a wide-angle theoretical eye. *J Opt Soc Amer*, 73:1544–1550.

- L. Carvalho, P. Saia, e. a. (2002). A ray tracing simulation of visual performance of the human eye using *in vivo* corneal topography. *Optics*.
- L. Thibos, X. Zhang, A. B. (1992). The chromatic eye: a new reduced-eye model of ocular chromatic aberration in humans. *Appl Opt*, 31(19):3594–3600.
- L. Thibos, X. Zhang, A. B. (1997). *Spherical aberration of the reduced schematic eye with elliptical refracting surface*. School of Optometry.
- Larry N. Thibos, Xin Hong, A. B. e. a. (2003). Metrics of optical quality of the eye. *Association for Research in Vision and Ophthalmology Annual Meeting Abstracts*, 10:1167–1181.
- L.G. Nonato, A. Castelo, M. O. (2002). A topological approach for handling triangle insertion and removal into two-dimensional unstructured meshes. *Cadernos de Computação do ICMC-USP/São Carlos*, 2(3):221–244.
- L.N. Thibos, A. (1999a). *Visual Instrumentation: Optical design and engineering principles*, chapter 4, pages 101–159. McGraw-Hill.
- L.N. Thibos, Y. W. (1999b). Oblique (off-axis) astigmatism of the reduced schematic eye with elliptical refracting surface. Technical report, School of Optometry, Indiana, IN.
- Lotmar, W. (1971). Theoretical eye model with aspherics surfaces. *J Opt Soc Amer*, 61:1522–1529.
- Pedrotti, L. (1998). *Optics and Vision*, chapter 10, pages 194–223. Prentice-Hall.
- Placido, A. (1880). Novo instrumento de exploração da córnea. *Periodico d’Oftalmológica Practica*, 5:27–30.
- R. Navarro, J. Santamria, J. B. (1985). Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics. *J Opt Soc Amer A*, 2(8):1273–1281.
- Smith, G. (2003). The optical properties of the crystalline lens and their significance. *Clinical and Experimental Optometry*, 86:3–18.

von Helmholtz, H. (1909). *Physiologic Optics*, volume 1 and 2. 3rd edition.