Universidade de São Paulo
Instituto de Física de São Carlos

**Desenvolvimento de um
Instrumento Computadorizado
para Medida da Curvatura da
Córnea Durante o Ato Cirúrgico**

Luis Alberto V. de Carvalho

Tese apresentada ao Instituto de
Física de São Carlos-USP, para
obtenção do título de mestre em
Física Aplicada.

Orientador: Prof. Dr. Jarbas Caiado de Castro

São Carlos
1996

Dedicatória

Aos meus pais que sempre me apoiaram, a Alecsandra e a Valéria pelo carinho e atenção, e a todos meus amigos.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Jarbas C. Castro meu agradecimento muito especial pela orientação, pela infinita vontade e crença de que tudo daria certo, pela contagiante positividade e pela amizade.

Aos colegas de trabalho Silvio Tonissi, Luiz Eduardo, Ernany, Liliane Ventura, Antonio Carlos Romão, Antonio Cesar, Fátima e Rui, os quais contribuíram, dia a dia, de maneira indispensável à realização deste trabalho.

A todos os colegas de graduação, em especial o Casé, Cleber Mendonça e Fábio Oliveira.

Ao pessoal da limpeza por deixar todo o Instituto sempre limpo e higiênico, proporcionando um agradável ambiente de trabalho.

Aos meus pais e minha família pelo eterno apoio e por sempre acreditaram muito no sucesso deste trabalho e no quão engrandecedora é a ciência.

À Valéria pelo apoio e incentivo constantes, pelo enorme carinho e amizade, e pela alegria de todos os dias.

Finalmente, aos professores Dra. Lourdes Onochic e ao Prof. Dr. Luiz A. Vieira de Carvalho, também meu pai, pela amizade e por me mostrarem a poesia da Matemática.

Lista de Figuras

Figura 1.1. Geometria do olho.

Figura 1.2. As várias partes do olho.

Figura 1.3. Figura representando um corte da retina nas proximidades do nervo óptico.

Figura 1.4. Corte mostrando as várias camadas que constituem a córnea.

Figura 1.5. (a) Olho emétopo; (b) olho míope; (c) olho hipermetrópe.

Figura 1.6. Raios de luz incidentes numa lente tórica são análogos ao que acontece numa córnea com astigmatismo.

Figura 1.7. Reflexos na superfície anterior quando utilizado o ceratômetro de Troutman para (a) uma córnea normal, (b) achatada e outra com (c) ceratocone.

Figura 1.8. Ceratômetro de Troutman quando utilizado numa córnea com astigmatismo.

Figura 1.9. Diagrama ilustrando o princípio de funcionamento do ceratômetro de Javal-Schiotz.

Figura 1.10. Imagem formada pelo reflexo das miras na córnea do paciente.

Figura 1.11. Topógrafo utilizado pela Escola Paulista de Medicina para fazer exames em seus pacientes.

Figura 1.12. Princípio de funcionamento do topógrafo e do fotoceratoscópio. Anéis de luz concêntricos são projetados na córnea do paciente. A imagem refletida é focalizada na matriz de um CCD, ou no filme de uma máquina fotográfica, as quais ficam acopladas ao projetor.

Figura 1.13. (a) Fotoceratoscópio com sistema de projeção acoplado à câmara fotográfica; (b) Fotoceratoscópio convencional, com projetor em forma de cone e câmara fotográfica acoplada na parte traseira.

Figura 1.14. Imagem do reflexo dos anéis de Plácido, durante exame de fotoceratoscopia.

Figura 1.15. Exemplos de mapas topográficos feitos no aparelho da figura 1.11. Os dois mapas superiores são dos olhos direito e esquerdo, respectivamente, de um paciente com altas curvaturas localizadas (ceratocone), e aqueles abaixo são de um paciente com astigmatismo. As cores quentes representam altas dioptrias e as cores frias baixas dioptrias, conforme pode ser visto pelas escalas laterais.

Figura 3.1. Esquema geral de funcionamento do instrumento.

Figura 3.2. Foto da parte traseira do primeiro projetor anelar construído. Mais de 300 LED's soldados para formar três anéis contínuos de luz vermelha.

Figura 3.3. Foto do iluminador feito com 15000 fibras óticas. Pode-se alterar a intensidade de luz através de um controle na fonte.

Figura 3.4. Ilustração de uma lâmpada de fenda convencional.

Figura 3.5. Ilustração de um microscópio cirúrgico.

Figura 3.6. Foto de uma córnea durante exame na lâmpada de fenda.

Figura 3.7. Esquema óptico do microscópio da lâmpada de fenda.

Figura 3.8. Estrutura básica de uma lâmpada de fenda.

Figura 3.9. Esquema óptico para cálculo do raio de curvatura baseado no modelo esférico.

Figura 3.10. A elipse consegue descrever somente o contorno de córneas que tenham curvaturas muito suaves.

Figura 3.11. Diferença entre raio de curvatura axial e instantâneo.

Figura 3.12. Traçando raios para interpolar uma superfície de contorno irregular

Figura 3.13. Geometria óptica utilizada por van Saarloos para calcular a curvatura média da região apical da córnea.

Figura 3.14. Ilustração para demonstrar nosso método de reconstrução da superfície da região central da córnea. Os pontos vermelhos são encontrados através da fórmula de recorrência 3.10, em 180 meridianos espaçados de 1 grau, e depois interpolados por curvas suaves. Os pontos verdes ilustram coordenadas na superfície da córnea que também poderiam ser encontradas se nosso projetor tivesse vários anéis, como o Topógrafo ou o Fotoceratoscópio.

Figura 3.15. Interface principal do sistema, mostrando as opções básicas disponíveis ao usuário.

Figura 3.16. Janela para a aquisição, processamento e disposição dos mapas topográficos coloridos. O usuário tem duas opções de medida: *automático* ou *manual*.

Figura 3.17. Interface para armazenamento e visualização das medidas, inclusive com um campo para o mapa colorido. O usuário tem a opção de “caminhar” de um em um registro ou fazer uma busca pelo nome do paciente.

Figura 3.18. Tela de aquisição e processamento no momento em que uma imagem esta sendo capturada.

Figura 3.19. Porção ampliada de uma imagem digitalizada do reflexo do projetor anelar na superfície de uma esfera cromada.

Figura 3.20(a). Imagem captada para uma esfera com 256 níveis de cinza; (b) Mesma imagem após binarização.

Figura 3.21. Histograma de uma das imagens digitalizadas pelo sistema. Observa-se claramente um padrão em torno do cinza escuro (~100) e um outro em torno do branco (~250).

Figura 3.22. Perfil do gráfico do nível de cinza versus posição para uma reta diagonal passando pela imagem digitalizada.

Figura 3.23. Imagem refletida de uma esfera de 6.5 mm de raio, sem filtro de luz.

Figura 3.24. Imagem refletida de uma córnea com filtro de luz.

Figura 4.1. gráfico mostrando os dois modelos esféricos (aproximado e exato) utilizados para fazer medidas em algumas esferas cromadas de raios conhecidos. O modelo exato forneceu melhores resultados pelo fato das aproximações do outro modelo não valerem para nosso caso.

Figura 4.2. Resultados obtidos para três tipos de córnea. Obs.: as cores utilizadas por nosso sistema não estão no mesmo padrão do topógrafo comercial. (a) Córnea aproximadamente esférica: repare o número reduzido de cores, com a dioptria variando entre 47 e 49, e uma falta de simetria, indicando ser esta uma córnea com pequenas variações na curvatura. (b) Córnea astigmática: variações suaves com várias cores e um padrão simétrico indicando um caso típico de astigmatismo a favor da regra. (c) Córnea com Ceratocone: valores máximos e mínimos para dioptria bastantes diferentes, com uma região localizada de altas curvaturas.

Figura A.1. Formação de imagem para uma lente delgada de distância focal f .

Figura A.2. Representação aproximada da córnea por uma lente delgada.

Figura A.3. Esquematização do caminho óptico dos raios de luz para dedução da equação com aproximação “fina” para o modelo esférico.

Figura A.4. Traçando arcos para descrever uma superfície desuniforme.

Figura A.5. Caminhos ópticos utilizados por van Saarloos.

Figura B.1. Interface do banco de dados desenvolvido para o sistema em *Microsoft Visual Basic*.

Lista de Tabelas

Tabela 1.1. Índice de refração das várias partes do olho.

Tabela 1.2. Algumas medidas do olho humano.

Tabela 4.1. Valores obtidos para o modelo esférico.

Tabela B.1. Campos que achamos de maior utilidade para manipulação dos dados.

Resumo

Neste trabalho foi desenvolvido um novo instrumento para monitoramento computadorizado da curvatura da região central anterior da córnea humana durante cirurgias refrativas. Através da projeção de um anel iluminado na córnea, imagens dos reflexos são digitalizadas e processadas. Algoritmos baseados em técnicas de visão computacional e geometria óptica determinam a curvatura da região central (~4 mm), com alta precisão e desempenho. Mapas coloridos com códigos de cor em dioptrias (proporcionais ao inverso do raio de curvatura) são gerados para auxiliar o oftalmologista cirurgião no diagnóstico.

Abstract

We have developed a new instrument for computer-aided monitoring of the central region of the anterior portion of the human cornea during refractive surgeries. By projecting a circular illuminated object on the cornea, reflected images are captured by a CCD, digitized and processed. Algorithms based on computer vision technics and optical geometry compute the curvature of a 3 to 4mm region, with high precision and performance. Color-coded maps based on *diopters* (proportional to the inverse of the radius of curvature) are generated for ease of diagnose.

I.Introdução

Olho Humano

A Córnea

As Ametropias Mais Comuns

Os Instrumentos de Medida da Córnea

Perspectivas Atuais e para o Futuro

1.1 O Olho Humano

O olho é um dos principais órgãos do corpo humano e tem sido objeto de estudo há muitos séculos. Funciona opticamente como uma máquina fotográfica, sendo constituído basicamente de um sistema de lentes, um sistema de diafragma variável e a retina que corresponde a um filme a cores. O funcionamento de todos os componentes do olho em harmonia e a geração de imagens coerentes é algo tão complexo que nosso cérebro gasta boa parte de sua capacidade cuidando da visão.

Formato do Olho

Apesar de nenhum órgão do corpo humano possuir um formato geométrico específico, por motivos ilustrativos é interessante idealizar o globo ocular de um adulto como sendo uma esfera de raio 12 mm, completada anteriormente por uma esfera de raio 8 mm. . O centro destas duas esferas dista aproximadamente 5 mm. O eixo de revolução horizontal atravessa o polo anterior

Figura 1.1. Geometria do olho.
e posterior do olho como mostrado na figura 1.1.

Na realidade o olho humano é um pouco achatado posteriormente e um tanto quanto cônico anteriormente, como mostra o traçado em azul da figura anterior.

As Várias Estruturas do Olho e Funcionamento

Figura1.2. As várias partes do olho.

Parte do Olho	Índice de Refração
Córnea	1,37-1,38
Humor Aquoso	1,33
Cristalino	1,38-1,41
Humor Vítreo	1,33

Tabela 1.1. Índice de refração das várias partes do olho.

A parte anterior do olho é formada pela córnea, uma camada curva, clara e transparente, responsável por $\frac{3}{4}$ [1] do poder total refração da luz. Os raios incidentes na superfície externa da córnea são refratados devido a sua curvatura e à diferença entre seu índice de refração ($\sim 1,37$) e o do ar ($\sim 1,00$) [2]. A refração dos raios luminosos nas diversas partes do olho produz sua focalização na retina. As várias partes do olho podem ser vistas na figura 1.2 e seus índices de refração podem ser vistos na tabela 1.1.

Atrás da córnea existe um fluido claro, praticamente incolor, chamado *humor aquoso*. Este fluido é responsável por manter a pressão (em média, ~ 15 mm de Hg nos adultos) [1] e a coesão do globo ocular, além do fornecimento de nutrientes à córnea e ao cristalino, os quais não são vascularizados. Sua produção é incessante e o excesso é eliminado pelo *canal de Schlemm* [1].

Logo em seguida vem a íris, a qual funciona basicamente como um diafragma formado principalmente por músculos ciliares que, ao se contraírem ou distenderem, aumentam ou diminuem o tamanho da abertura por onde entra a luz — a pupila. A principal função da íris é regular a quantidade de luz que entra no

olho. O diâmetro da pupila pode variar desde 1,5 até 8 mm e não responde instantaneamente às variações luminosas. Para que a pupila se feche totalmente pode levar até 5 segundos e para abrir totalmente podem ser necessários até 5 minutos [2].

Depois de ter atravessado a córnea, o humor aquoso e a pupila, os raios luminosos atingem o cristalino, também conhecido como lente por funcionar basicamente como tal. Para fazer uma analogia mais precisa poderíamos dizer que o cristalino é como uma lente gelatinosa, a qual pode variar sua distância focal de acordo com a necessidade. O cristalino é constituído por um número muito grande de fibras translúcidas e envolto por uma membrana clara e elástica. Os ligamentos suspensores que conectam o cristalino aos músculos ciliares podem alterar a forma do mesmo, tornando-a mais ou menos convexa, aumentando ou diminuindo sua capacidade de refração, ou seja, seu poder de focalização. Este processo de variar a curvatura do cristalino, para que tanto os raios provenientes do infinito (>6 m) como de muito próximo sejam focalizados na retina, é conhecido como *acomodação*.

Como pode ser visto pela figura 1.2 o próximo a ser atingido é o *humor vítreo*, uma substância clara e gelatinosa que preenche toda região entre o cristalino e a retina. Assim como o *humor aquoso*, este também tem a função de manter a pressão e dar coesão ao globo ocular. Como o seu índice de refração é muito próximo ao do cristalino, praticamente não há desvio dos raios de luz ao atingirem-no.

Finalmente os raios chegam até a retina, a qual tem uma coloração cor-de-rosa e uma espessura de aproximadamente 0,5 mm. Ela é responsável pela transformação da imagem luminosa em impulsos elétricos, os quais caminham através do nervo óptico até o cérebro, sendo então interpretados e transformados

naquilo que chamamos de visão. Um fóton de radiação eletromagnética com energia suficiente causa uma reação fotoquímica em um fotoreceptor localizado na retina, o que dá origem a um potencial de ação e geração de um impulso elétrico.

Um fóton infravermelho não tem energia suficiente para iniciar a reação e portanto não é detectado pelo olho. Já um fóton ultravioleta possui energia suficiente mas é absorvido antes de atingir a retina. Isto explica a faixa de radiação eletromagnética visível ao ser humano (400-700 nm) [2].

Na retina há dois tipos de fotorreceptores: os cones e os bastonetes, como ilustra a figura 1.3. Em cada olho existem cerca de 6,5 milhões de cones, os quais são, de maneira geral, responsáveis pela visão detalhada à luz do dia. Sua concentração é máxima na região central da retina, numa pequena depressão chamada *fóvea*. O ser humano utiliza-se continuamente a *fóvea*, movendo constantemente o globo ocular de tal maneira que os raios luminosos incidam

Figura 1.3. Figura representando um corte da retina nas proximidades do nervo óptico.

nesta região circular de aproximadamente 0,3 mm em diâmetro.

A parte externa do olho é formada por uma forte estrutura fibrosa, a qual tem a função de protegê-lo e manter a sua forma. Os músculos extraoculares responsáveis pela movimentação do olho estão ligados à esclera.

1.2 A Córnea

A córnea é a região por onde a luz entra no olho e, como já dito, é responsável por 75% do poder de refração total deste. Na região onde ocorre a junção da córnea com a esclera, esta última projeta-se na córnea posterior formando uma protuberância, a qual é mais evidente no meridiano vertical. Assim tal protuberância confere à córnea adulta um formato oval, com um diâmetro médio horizontal de 11,7 mm e vertical de 10,6 mm. A região onde a esclera e a córnea se unem é geralmente chamada de *limbus*.

A sua transparência é devido a uma estrutura microscópica extremamente regular. A espessura da córnea no polo anterior varia entre 0.4 e 0.7 mm e aumenta em direção a periferia. A córnea é constituída de várias camadas, as quais podem ser

Figura 1.4. Corte mostrando as várias camadas que constituem a córnea.

vistas na figura 1.4:

Da superfície anterior para a posterior temos:

(1) *Epitélio*: responsável pela suavidade da superfície da córnea. Tem espessura de 45 μm no polo e 39 μm na periferia, constituída por duas ou três camadas de células “squamous”. Está sempre coberta por uma fina camada de lágrima, a qual é recomposta a cada piscar. Esta camada preenche pequenas irregularidades e alimenta a córnea por absorção. O epitélio tem uma grande necessidade de oxigenação, sem a qual perde sua transparência.

(2) *Lâmina Anterior*: formalmente denominada de *Membrana de Bowman* [1] , é formada por fibras muito bem empacotadas, conferindo-a uma espessura de 16 μm no ápice e 9 μm na periferia.

(3) *Estroma (substancia propria)*: constitui 90% de toda espessura da córnea, formada aproximadamente por 50 “lamellae” sobrepostos. Células e fibras elásticas também conhecidas como “keratocytes” também são encontrados no estroma da córnea (também existem em menor quantidade na esclera).

(4) *Lâmina Posterior*: formalmente denominada de *Membrana de Descemet*, é muito similar à Lâmina Anterior e aparece no microscópio como uma membrana homogênea. No adulto a espessura desta membrana é de 7 μm no ápice e 11 μm na periferia. Esta camada torna-se mais espessa ao passar dos anos e pode atingir até 20 μm na velhice.

(5) *Endotélio*: camada mais posterior da córnea com espessura de aproximadamente 6 μm . As células que a constituem desempenham um importante papel no bombeando para fora do humor aquoso, pois este é absorvido pela córnea. Depois da morte estas células cessam suas atividades de bombeamento e a córnea fica opaca pela absorção contínua de humor aquoso.

A córnea não possui vasos sanguíneos, a não ser no extremo da periferia, onde existem capilares muito finos. Mas em algumas doenças a córnea pode ser envadida por veias, uma condição denominada de “pannus”.

O epitélio possui extrema sensibilidade. À menor excitação ocorre um reflexo que fecha o olho. Próximo ao polo anterior uma córnea jovem reage a uma força de aproximadamente 20 mg/mm^2 , a qual diminui com a idade. Em direção à periferia a sensibilidade da córnea diminui para 40 mg/mm^2 .

1.3 As Ametropias Mais Comuns

Existem diversos casos comuns de defeitos na visão, todos causados por uma relação desarmônica dos elementos do globo ocular, considerando-se este como sistema óptico. Para um olho normal, ou *emétrope*, quando em repouso, um objeto situado no “infinito” ($\geq 6 \text{ m}$) projeta raios de luz que formam sua imagem na retina, como pode ser visto na figura 1.5(a).

Já o olho *amétrope* (com defeito visual) é aquele que não tem o *ponto remoto* (ponto de localização do objeto para um dado olho em repouso onde a imagem se forma na retina) situado no “infinito”.

As duas formas mais simples de ametropia são a miopia e a hipermetropia. A primeira caracteriza-se pela formação da imagem antes da retina, fazendo com que esta fique borrada. A principal causa é o alongamento em excesso do globo ocular, sendo o sistema óptico muito fraco para refratar os raios de luz para que estes focalizem na retina (figura 1.5(b)). Para que o olho míope focalize corretamente é preciso trazer o objeto para uma distância finita (menor que 6m). A segunda é justamente o oposto, ou seja, o globo ocular é curto. A imagem de um objeto situado no infinito forma-se atrás da retina (figura 1.5(c)).

Figura 1.5. (a) Olho emétopo; (b) olho míope; (c) olho hipermetrópe.

Astigmatismo

Existem diversos tipos de astigmatismos, podendo ser causados por erro de curvatura, de centralização ou índice de refração.

O astigmatismo de curvatura é um defeito de visão causado pela não esfericidade do cristalino ou da córnea. Se de um grau mais intenso, tem sua origem mais freqüente na córnea. O poder de refração de uma córnea ou cristalino astigmático é diferente para cada meridiano devido aos diferentes raios de curvatura. Uma maneira simples de entender o que acontece com os raios de luz ao atingirem um olho astigmático é fazer uma analogia utilizando uma lente tórica (veja figura 1.6).

A lente tórica pode ser representada pela soma de uma lente cilíndrica e uma lente esférica, como ilustrado acima. Intuitivamente podemos até imaginar o que deve acontecer quando feixes de luz, em diferentes ângulos, atingem tal lente. Aquele feixe que atingir a lente num “corte” onde o raio de curvatura é pequeno vai focar num ponto mais próximo do que naquele “corte” onde o raio de curvatura é maior. Na figura 1.6 fazemos uma representação esquemática disto e também aproveitamos para introduzir conceitos importantes para entender como enxerga o olho com astigmatismo.

Podemos ver pela figura que, ao contrário de uma lente esférica, existe mais de

Figura 1.6. Raios de luz incidentes numa lente tórica são análogos ao que acontece numa córnea com astigmatismo.

um plano de formação de imagem. Cada feixe, dependendo do ângulo com que atinge a lente, foca num certo ponto. Por este motivo são formados os padrões ilustrados, onde o mais simétrico deles forma o *círculo de menor confusão*. O olho astigmático vai se esforçar para manter este padrão sobre a retina, pois este gera a imagem menos “borrada” possível.

A ocorrência do astigmatismo de curvatura na córnea em pequenos graus é quase que invariável. O erro mais comum é aquele em que a curvatura vertical é maior do que a horizontal (aproximadamente 0,25 dioptrias). Este é chamado de *astigmatismo direto* e é aceito como fisiológico; presumivelmente deve-se a uma pressão constante da pálpebra superior sobre o olho.

O astigmatismo de curvatura do cristalino também ocorre com grande frequência, porém quase sempre muito pequeno.

Finalmente, um pequeno grau de astigmatismo devido ao índice de refração ocorre na fisiologia do cristalino. Este é, em geral, discreto, e deve-se a pequenas desigualdades do índice de refração dos diferentes setores.

Quando o grau do astigmatismo é muito alto, visto que em nenhuma circunstância o olho é capaz de formar uma imagem nitidamente definida sobre a

retina, a diminuição da acuidade visual pode ser considerável. Na tentativa de ver claramente, o paciente tenta focalizar não o *círculo de menor confusão*, mas uma ou outra das linhas focais.

1.4 Os Instrumentos de Medida da Córnea

Descrevemos no tópico anterior um pouco de cada uma das ametropias mais comuns: miopia, hipermetropia e astigmatismo. Destes três casos, somente o grau de astigmatismo de curvatura da córnea pode ser diretamente medido pelo nosso instrumento, portanto vamos dar neste tópico ênfase aos aparelhos atualmente disponíveis para medida deste tipo de ametropia.

Ceratômetro de Troutman

O ceratômetro subjetivo de Trautman, desenvolvido em 1972 e publicado em 1974, é um instrumento que vale a pena entender, antes de falarmos sobre ceratômetros quantitativos mais complicados. Se iluminarmos um anel de luz numa superfície convexa especular (que tem comportamento semelhante a uma superfície espelhada), a imagem será refletida de volta mas irá parecer bem menor do que o anel original. Podemos notar que a imagem que vemos na superfície da córnea é uma imagem virtual localizada um pouco atrás da superfície da córnea. Portanto se o cirurgião estiver focando o microscópio cirúrgico na superfície da córnea, verá o reflexo do anel um tanto desfocado; e ao contrário, se estiver focando no anel verá a superfície desfocada. A relação entre o tamanho do projetor (o objeto: O) e o tamanho da imagem virtual (I) pode ser descrita matematicamente como a magnificação (M):

$$M = \frac{I}{O} = \frac{s'}{s} \quad (1.1)$$

mas da óptica geométrica também sabemos que

$$\frac{1}{s'} + \frac{1}{s} = \frac{2}{r} \quad (1.2)$$

s' = distância da imagem até a superfície da córnea

s = distância do objeto até a superfície da córnea

r = raio de curvatura da córnea

O fator de magnificação é menor que 1, pois como já citamos a imagem refletida é menor que o objeto. Uma observação importante para o conteúdo deste trabalho é notar que a imagem não é realmente refletida da superfície anterior da córnea, mas da superfície de uma fina película de lágrima. Assume-se que a espessura desta fina película é constante ao longo da córnea e que portanto não contribui para nenhum poder adicional ou astigmatismo. Por motivos de esclarecimento e para evitar possíveis confusões, salientamos que ao longo deste trabalho estaremos sempre nos referindo à medida da *curvatura da superfície anterior da córnea*, mas na realidade estamos medindo a película de lágrima.

Segue das equações anteriores que o tamanho da imagem refletida é proporcional ao raio de curvatura da córnea, pois o poder da córnea vai aumentar conforme o raio de curvatura diminuir. Se compararmos o reflexo do projetor numa córnea normal (figura 1.7(a)) com aquele de uma córnea achatada (1.7(b)) ou uma com ceratocone (figura 1.7(c)), seu tamanho será visivelmente menor.

Figura 1.7. Reflexos na superfície anterior quando utilizado o ceratômetro de Troutman para (a) uma córnea normal, (b) achatada e outra com (c) ceratocone.

A grande utilidade do ceratômetro de Troutman reside na sua representação gráfica e simples do astigmatismo da córnea em tempo real. Astigmatismo regular é representado por uma elipse refletida da superfície, com um eixo maior que o outro (veja figura 1.8). Esta forte relação de dependência entre raio de curvatura e distorção da imagem refletida do ceratômetro subjetivo de Trautman pode ser utilizada com eficiência durante cirurgias da córnea.

Figura 1.8. Ceratometro de Troutman quando utilizado numa córnea com astigmatismo.

O Ceratômetro Quantitativo

O crédito pela invenção do primeiro ceratômetro é atribuído a Hermann von Helmholtz, o qual viveu de 1821 a 1894. Baseado nos mesmos princípios mas fazendo refinamentos para uso clínico, Javal, Schiotz e outros fizeram algumas outras contribuições há algumas décadas. Todos os métodos utilizados por estes ceratômetros residem nas propriedades de reflexão especular [3] da córnea e o raio da córnea é calculado através de uma série de aproximações.

O desvio no caminho de um feixe de luz quando passa de um meio com um certo índice de refração para outro com outro índice, pode ser descrito matematicamente pela *Lei de Snell*. Quando a luz é desviada por uma superfície curva pode-se descrever seu poder por uma fórmula aproximada (ver dedução desta equação no Apêndice A):

$$D = \frac{n_c - n_{ar}}{r} \quad (1.3)$$

onde

D = dioptria (poder de refração)

n_c = índice de refração da córnea

n_{ar} = índice de refração do ar

r = raio de curvatura da córnea

onde o índice de refração da córnea é assumido como sendo 1,3375 e do ar como 1,000. É importante salientar que esta relação entre raio de curvatura e poder é baseada em várias simplificações, as quais podem variar de um instrumento para outro. Primeiramente, este índice de refração é ajustado para

que represente uma média dos diversos índices de refração de cada camada ao longo da estrutura da córnea, incluindo as superfícies anterior e posterior. Sabe-se que a superfície anterior da córnea converge a luz e que a superfície posterior diverge; então o poder total da córnea depende de ambas as superfícies. Valores médios para o olho normal foram medidos por Gullstrand [4]:

Alguns dados de Gullstrand para o olho normal	
Raio da superfície anterior da córnea (mm)	7.70
Raio da superfície posterior da córnea	6.80
Espessura da córnea	0.48-0.70

Tabela 1.2. Algumas medidas do olho humano.

Percebe-se que o valor de Gullstrand para o índice de refração da córnea é diferente daquele utilizado pelos fabricantes de ceratômetros. Se utilizarmos este valor e aplicarmos a equação de (1.3) para as superfícies anterior e posterior, achamos uma convergência de $48.83D$ na anterior e uma divergência de $5.882D$ na posterior. Se desconsiderarmos a espessura da córnea e utilizar a teoria ótica para lentes finas temos um poder de refração total da córnea de $42.95D = 48.83 - 5.882D$. Então podemos perceber que há uma convergência muito maior na superfície anterior do que a divergência na superfície posterior. Isto se deve à grande diferença dos índices de refração do ar e da superfície anterior; já o *humor aquoso* e a superfície posterior têm índices que não diferem tanto. Isto explica porque a superfície anterior da córnea é tão importante nas cirurgias, pois uma pequena mudança na sua curvatura pode gerar grandes diferenças no poder total da córnea e, portanto, do olho todo.

Os fabricantes de ceratômetros simplesmente utilizam um valor médio para o índice de refração, o qual leva em conta a divergência da luz na superfície

posterior. Na maioria dos casos estas considerações condizem bem com a realidade.

Ceratômetro de Javal-Schiötz

Este ceratômetro é baseado no conceito da variação do tamanho do objeto enquanto se mantém a imagem num tamanho constante. Duas miras iluminadas por lâmpadas são acopladas a um trilho curvo que permite o movimento das miras com relação ao eixo do instrumento (ver figura 1.9). A essência deste ceratômetro está no prisma duplicador, o qual foi originalmente uma invenção de Helmholtz. O prisma evita erros de medida causados por micro movimentos involuntários do globo ocular. A imagem a ser medida é duplicada e a medida é feita pela comparação de uma com a outra. Os micro-movimentos não têm consequência nenhuma pois as imagens movem-se ao mesmo tempo e deslocam-se de uma mesma quantidade.

Figura 1.9. Diagrama ilustrando o princípio de funcionamento do ceratômetro de Javal-Schiötz.

No diagrama anterior podemos ver: a córnea do paciente a esquerda sendo iluminada pelas duas miras coloridas (geralmente uma é verde e a outra é vermelha); uma lente para aumento das imagens refletidas na superfície da córnea, as quais em seguida passam pelo prisma de duplicação citado.

O funcionamento do sistema consiste em alinhar corretamente o olho do paciente, e ajustar a posição das miras até se obter a superposição das imagens, como mostrado na figura a seguir:

Figura 1.10. Imagem formada pelo reflexo das miras na córnea do paciente.

Ao fazer as medidas somente o par central de imagens é utilizado. Quando a separação entre as miras é modificada a separação entre as imagens também o é. A idéia é ajustar a separação entre as miras para que, qualquer que seja a córnea que esteja sendo medida, o tamanho do padrão gerado (distância entre I e II como visto na figura 1.10) fique constante. Quando os dois padrões centrais encostam (como ilustrado na mesma figura), as escalas associadas com a separação entre as miras indicam o raio de curvatura e a dioptria da córnea. Os cálculos para dioptria dependem do raio de curvatura (como vimos anteriormente), mas como é calculado o raio de curvatura neste e outros ceratômetros? Para obter detalhes da geometria óptica utilizada, das aproximações e dos cálculos do raio de curvatura, consulte o tópico 3.2.2 no capítulo 3.

O Topógrafo de Córnea e o Fotoceratoscópio

O Topógrafo de córnea é talvez o instrumento de medição da córnea que mais se difundiu nos últimos anos. Isto está ocorrendo por diversos motivos, mas certamente existem dois que se destacam: precisão e automação. Estas duas características tornaram este instrumento mais eficiente que o seu antecessor direto, o Fotoceratoscópio.

Para ficar mais claro o quê queremos dizer com isto, vamos ver alguns conceitos básicos e princípios de funcionamento dos topógrafos e fotoceratoscópios em geral. A maior parte dos topógrafos atualmente disponíveis parecem muito com aquele da figura 1.11.

Figura 1.11. Topógrafo utilizado pela Escola Paulista de Medicina para fazer exames em seus pacientes.

O objeto neste caso, também chamado de projetor, é um cone transparente pintado com anéis pretos onde não se deseja que a luz, proveniente da parte traseira, atravesse. Estes anéis iluminados são projetados na córnea do paciente e o reflexo é captado por uma câmara CCD, que se encontra acoplada ao centro do cone, como mostra a figura seguinte:

Figura 1.12. Princípio de funcionamento do topógrafo e do fotoceratoscópio. Anéis de luz concêntricos são projetados na córnea do paciente. A imagem refletida é focalizada na matriz de um CCD, ou no filme de uma máquina fotográfica, as quais ficam acopladas ao projetor.

A única diferença, neste caso, é que no Fotoceratoscópio, ao invés de um CCD utiliza-se uma máquina fotográfica. Nas figuras 1.13(a) e 1.13(b) podemos ver dois tipos de Fotoceratoscópio construídos por Mandell [5,6,7]:

Figura 1.13 (a) Fotoceratoscópio com sistema de projeção acoplado à câmara fotográfica.

Figura 1.13 (b) Fotoceratoscópio convencional, com projetor em forma de cone e câmara fotográfica acoplada na parte traseira.

Muito deste princípio tem origem nos anéis de Plácido [8]. A imagem capturada (ver exemplo ampliado na figura 1.14) tem uma relação íntima com o formato tridimensional da córnea. É neste aspecto que muitas discussões ainda ocorrem, pois utilizam-se diversos modelos matemáticos para fazer a reconstrução da topografia, muitas vezes gerando resultados diferentes para uma mesma córnea. Alguns argumentam que a região central da córnea tem formato esférico [9], outros afirmam que tem um formato elíptico [10], e os trabalhos mais recentes propõem métodos para fazer reconstruções independentes de curvas algébricas pré-determinadas[11,12,13] ou fazer utilização de técnicas de traçado de raio (*ray tracing*) para achar a melhor superfície que descreve a córnea [14,15].

Figura 1.14. Imagem do reflexo dos anéis de Plácido, durante exame de fotoceratoscopia.

Antes do surgimento do topógrafo, os cálculos da curvatura da córnea eram todos realizados manualmente, através das fotos realizadas no Fotoceratoscópio. Este processo levava horas e, às vezes, dias para ser concluído. A grande vantagem do topógrafo foi ter introduzido o computador para realizar todos estes cálculos, os quais passaram a levar apenas alguns segundos e a exposição dos resultados foi aprimorada. Depois disso o Fotoceratoscópio passou a ser muito pouco utilizado.

A precisão do topógrafo está baseada na grande quantidade de anéis projetados, os quais garantem que quase toda a córnea pode ser mapeada; e nos algoritmos para fazer a reconstrução, cada vez mais sofisticados. Dependendo da região da córnea, os erros podem chegar a até centésimos de dioptria [16].

A automação da análise das imagens é uma característica essencial de qualquer topógrafo. Cada imagem contém aproximadamente 90 mil pontos que devem ser processados para que depois muitos mil cálculos matemáticos possam ser feitos. Um processo como este seria inviável sem a utilização do computador. Com o avanço dos micro-computadores e barateamento dos custos, o processo de automação está cada vez melhor, de tal maneira que o oftalmologista pode

passar a se preocupar cada vez menos com o processo de medida e cada vez mais com o diagnóstico em si.

O resultado de uma topografia de córnea é geralmente apresentado na forma de mapas coloridos cujas cores são codificadas de acordo com uma tabela em dioptrias, conforme ilustram os exemplos a seguir:

Figura 1.15. Exemplos de mapas topográficos feitos no aparelho da figura 1.11. Os dois mapas superiores são dos olhos direito e esquerdo, respectivamente, de um paciente com altas curvaturas localizadas (ceratocone), e aqueles abaixo são de um paciente com astigmatismo. As cores quentes representam altas dioptrias e as cores frias baixas dioptrias, conforme pode ser visto pelas escalas laterais.

1.5 Perspectivas Atuais e para o Futuro

O médico oftalmologista de hoje tem uma grande variedade de instrumentos de medida da córnea disponíveis. Muitos destes instrumentos existem desde o século passado e outros só foram inventados e desenvolvidos

nos últimas duas décadas. A precisão e a necessidade de detalhamentos a níveis microscópicos está fazendo com que novas especialidades surjam, causando uma aceleração no ciclo entre pesquisas e aprimoramento tecnológico. Os instrumentos mais modernos de hoje automatizaram processos de medida jamais sonhados pelo oftalmologista do século passado e da primeira metade deste século. Boa parte deste progresso deve-se à frenética tecnologia da computação, onde computadores enormes e caros, baseados em dispendiosos circuitos valvulados, cederam lugar a micro-computadores de alta performance e de preços totalmente acessíveis. Com isto o oftalmologista tem mais tempo livre para desempenhar diretamente o seu papel de diagnosticar e procurar a cura ou a solução para os problemas do paciente.

Com a união de esforços de pesquisadores de várias áreas, muitas inovações surgiram nos últimos anos que seriam interessantes citar. A possibilidade de focalização em tempo real em instrumentos como o topógrafo contribuíram bastante para o resultado dos mapas topográficos. Algoritmos cada vez mais inteligentes já estão possibilitando o computador fazer simulações dos testes com *fluoreceína* para aprimorar o processo de adaptação de lentes de contato. A criação de sistemas de gerenciamento de dados mais eficientes permite ao médico encontrar e comparar medidas dos olhos de seus pacientes com rapidez, possibilitando análises e diagnósticos pós-operatórios mais precisos.

Mas o quê esperar dos próximos anos? Cremos que existe uma forte tendência, não somente na área de instrumentação oftalmológica, mas em muitas outras áreas da ciência e da indústria, de super-automação e informatização dos mais variados processos. Mais específico ao nosso caso, podemos esperar em breve aparelhos de medição da córnea mais “inteligentes”. Estes aparelhos vão interagir mais com o usuário, chegando em alguns pontos até a “palpitar” quando

“pensar” que algum processo poderia estar sendo feito de maneira mais eficiente. Exemplos disso são: instrumentos intracirúrgicos que obedecem a alguns simples comandos de voz do médico e que lêem números ou pequenas mensagens em voz sintetizada; instrumentos cada vez mais perfeitos na simulação de exames, melhorando os resultados que eram obtidos com técnicas antigas e “sugerindo” soluções; métodos interativos de visualização gráfica e tridimensional da córnea, permitindo que o médico rotacione o translate o modelo da córnea medida de tal maneira a melhorar a análise dos problemas e traçar a melhor estratégia para resolvê-los; outros tipos de mapas coloridos da córnea, que não se baseiem somente em modelos axial e tangencial, mas em conceitos que levem em consideração diferenças mais locais na curvatura; instrumentos topográficos capazes de fazer mapas de regiões mais específicas da córnea, aumentando assim a capacidade de estudar regiões menores e com maior riqueza de detalhes.

Enfim, as possibilidades para o futuro são inúmeras, e a maior esperança é vermos toda esta tecnologia sendo utilizada de maneira coerente e nos casos pertinentes. Sabe-se muito bem das vantagens de se aplicar a tecnologia certa no problema certo, mas o contrário pode gerar resultados extremamente insatisfatórios e até mesmo negativos.

II. Objetivos do Trabalho

Cada ciência tem sua própria linguagem. Não somente a formal, mas também a informal, ou seja, aquela que se desenvolve quase como que uma cultura entre os estudiosos de uma mesma área. Mas quando um trabalho é voltado para mais de uma ciência, como expolo de maneira aceitável? O presente trabalho envolve conhecimentos multidisciplinares, cujas principais áreas são: oftalmologia, instrumentação e computação. Para a análise de cada hipótese desta tese foi necessário o conhecimento em menor ou maior grau, ora de uma única, ora de uma combinação destas áreas. Acreditamos que o ideal seja apresentar cada etapa do trabalho através de um balanço coerente e oportuno entre as três áreas citadas.

Dadas tais considerações podemos expor então nosso principal objetivo: desenvolvimento de um instrumento oftalmológico computadorizado para monitoramento da curvatura da córnea durante cirurgias refrativas. Algumas questões podem surgir, tais como: qual a utilidade de se realizar tais medidas durante a cirurgia? Porque utilizar um sistema computadorizado se o ceratômetro convencional é rápido e preciso o suficiente para a maioria dos casos? E muitas outras.

Foram justamente questões como estas que incentivaram o desenvolvimento e a pesquisa de técnicas novas. Conversando informalmente com cirurgiões da córnea, questionamos as atuais técnicas disponíveis para o acompanhamento intracirúrgico. A maior parte realiza acompanhamentos

objetivos somente pré e pós operatórios, argumentando que a maioria das atuais medidas intracirúrgicas são efetivadas de maneira somente subjetiva e que seria de grande utilidade a possibilidade de realizá-las com maior objetividade e precisão. Dizem que isto evitaria muitos retornos de pacientes para realização de ajustes, eliminando custos desnecessários e diminuindo o tempo de recuperação.

Se revermos o princípio de funcionamento do ceratômetro convencional, podemos citar no mínimo duas características que praticamente inviabilizam sua utilização durante a cirurgia: sua disposição mecânica e a necessidade de manipulação. O microscópio cirúrgico é um aparelho projetado com precisão para atuar como tal. Sobra muito pouco espaço para adaptações de miras e braços mecânicos. Quanto à necessidade de manipulação, será que faria sentido o médico de uma cirurgia ter que se preocupar com medidas que desviassem completamente sua atenção dos procedimentos pertinentes à cirurgia? Este é um dos principais motivos para se utilizar algoritmos computacionais para processar os dados e retornar as informações de interesse. Desta maneira o cirurgião teria as informações desejadas em quase tempo real e as mãos livres para operar. Outra diferença seria no método de expor os resultados das medidas, utilizando desde somente números na tela do computador até mapas topográficos com códigos de cor para dioptria, dando ao cirurgião a opção de escolher aquele que ele achasse mais fácil para realizar os diagnósticos.

Outras aplicações, além daquelas implícitas na definição, podem surgir. Por exemplo, a utilização fora do ato cirúrgico para exames rotineiros, análogos àqueles realizados por ceratômetros convencionais. Existem cirurgias cujo objetivo final não é a mudança do poder refrativo da córnea, como a operação de catarata, por exemplo. Neste caso o instrumento pode ser utilizado para que astigmatismos pós-cirúrgicos sejam evitados.

Temos a esperança de que, com ajuda deste trabalho e a realização no futuro próximo de testes mais rigorosos em clínicas e hospitais, a sociedade oftalmológica possa dispor de mais uma técnica de auxílio no nos diagnósticos da córnea.

III. Desenvolvimento

O Hardware do Sistema

Cálculos Matemáticos

O Software do Sistema

Neste ponto, antes de fazer descrições mais detalhadas, é necessário que tenhamos uma ideia geral do funcionamento do sistema. A figura 3.1 ilustra as partes constituintes do instrumento quando acoplado no microscópio cirúrgico:

Figura 3.1. Esquema geral de funcionamento do instrumento.

Um projetor de luz de formato conhecido é acoplado ao final do microscópio (ou ao final da lâmpada de fenda no caso do uso fora da cirurgia).

Sua luz é projetada na córnea do paciente, a qual é centrada pelo cirurgião. O reflexo desta luz é captado pelo sistema óptico do microscópio, e após passar por um divisor de feixes seguem dois caminhos: um para o olho do médico, outro para uma câmara CCD acoplada (veja *sistema óptico* na figura 3.1). Isto significa que tudo que o médico estiver vendo também será “visto” pela câmara. Partimos basicamente do seguinte princípio: dado um projetor de formato conhecido, podemos determinar a curvatura da região iluminada analisando o formato da imagem refletida. Em outras palavras, queremos determinar a curvatura da região central da córnea fazendo cálculos baseados na imagem do projetor refletida por esta. É exatamente neste ponto que entra a grande utilidade da rapidez com que o computador pode fazer estes cálculos. Então fizemos algoritmos que analisam tal imagem, encontram os dados de interesse, processam estes dados e apresentam os resultados para o oftalmologista. Uma das maneiras que tem se mostrado muito eficiente é a disposição das curvaturas ou das dioptrias em forma de mapas coloridos codificados, inicialmente proposta por Klyce [17].

3.1 O *Hardware* do Sistema

Nas linhas acima fizemos um resumo bem geral de como o sistema funciona. Pode-se perceber claramente que podemos dividi-lo em duas partes gerais: o *hardware* e o *software*. Embora a palavra *hardware* seja usada com mais freqüência para denominar periféricos, acessórios e placas de computadores, tomamos a liberdade de utilizá-la aqui para designar tudo isto e mais o nosso sistema de projeção, o microscópio cirúrgico, a lâmpada de fenda e o CCD.

Descrevemos em detalhes cada um deles a seguir.

3.1.1 O Primeiro Projetor

Nosso primeiro projetor foi o mais trabalhoso e o menos eficiente. Passamos vários dias pensando numa maneira de construir um projetor de anéis compacto o suficiente de tal maneira que pudesse ser acoplado ao microscópio cirúrgico. Construiu-se uma estrutura em acrílico transparente de tal modo que mais de 300 LEDs (*Light Emitting Diodes*) fossem acoplados um a um para formar algo parecido com os discos de Plácido [8], mas com somente três anéis. Uma fonte foi projetada para alimentá-lo e a intensidade dos LED's podia ser amplamente variada. No primeiro dia de testes na Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP, mesmo a luz mais intensa do projetor foi completamente ofuscada pelo sistema de iluminação do microscópio! Pensamos em tudo menos neste detalhe, o qual acabou se mostrando essencial e nos levando a outro caminho. Uma foto da parte traseira do primeiro projetor pode ser vista a seguir:

Figura 3.2. Foto da parte traseira do primeiro projetor anelar construído. Mais de 300 LED's soldados para formar três anéis contínuos de luz vermelha.

3.1.2 O Projetor de Fibras Ópticas

Visto que o maior problema era a intensidade da luz do projetor, como construir um que fosse compacto o suficiente e ao mesmo tempo com a potência adequada ? Este problema nos rondou por alguns dias até que sugeriu-se a tentativa de entrar em contato com uma empresa de Campinas que trabalha com fibras ópticas. Acabamos emprestando um de seus iluminadores cirúrgicos para fazer alguns testes. Levamo-lo para Ribeirão Preto novamente e por uma incrível coincidência um instrumento que havia sido projetado somente para iluminar cirurgias serviu perfeitamente como nosso projetor, tanto em termos de intensidade de luz como em formato. Testamos também sua eficiência na lâmpada de fenda e novamente os resultados foram positivos. Só há uma limitação: contém somente um anel (veja figura 3.3), portanto ficamos restritos à medidas mais centrais do que aquelas que poderíamos realizar se o projetor anterior tivesse funcionado.

Figura 3.3. Foto do iluminador feito com 15000 fibras óticas. Pode-se alterar a intensidade de luz através de um controle na fonte.

É constituído por mais de 15 mil fibras óticas. Todas elas saem da fonte, a qual tem uma lâmpada de 50W, aglomeradas lado a lado de tal maneira a formar um fio grosso, e têm suas outras extremidades colocadas minuciosamente numa estrutura metálica, constituindo um formato anelar. A luz proveniente da fonte viaja através das fibras com perda insignificante de potência. Na fonte existe um botão para variar a intensidade da luz conforme necessário.

3.1.3 O Microscópio Cirúrgico e a Lâmpada de Fenda

A Lâmpada de Fenda e o Microscópio Cirúrgico são dois instrumentos fundamentais de trabalho para o oftalmologista. O primeiro é utilizado para realização de diagnósticos de diversas patologias, inclusive aquelas relacionadas com a córnea, geralmente feitos nas salas de exame ou consultórios. O segundo

Figura 3.6. Foto de uma córnea durante exame na lâmpada de fenda.

Figura 3.5. Ilustração de um microscópio cirúrgico. é utilizado durante operações no olho

Figura 3.4. Ilustração de uma lâmpada de fenda dentro da sala de cirurgia. A seguir

mostramos duas imagens ilustrativas de cada um destes aparelhos:

Como podemos reparar pela figura 3.4 a lâmpada de fenda têm uma iluminação lateral, cujo ângulo e espessura do feixe podem ser ajustados, dependendo do diagnóstico que se quer fazer. Esta luz em forma de feixe plano é particularmente interessante para diagnóstico de patologias relacionadas com a estrutura da

córnea. Na

3.6 mostramos a foto de uma córnea com “keratite”, realizada por uma máquina fotográfica acoplada a uma lâmpada de fenda:

Figura 3.7. Esquema óptico do microscópio da lâmpada de fenda.

O princípio óptico por trás de ambos os instrumentos é muito similar. Dado este fato, e também para não fugir do escopo do trabalho, explicamos a seguir alguns detalhes do funcionamento de lâmpadas de fenda convencionais.

Este instrumento é baseado no princípio do microscópio. O oftalmologista espera obter ótimas possibilidades de observação estereoscópica com ampliação a escolher. Deseja-se também amplo campo visual e espaço suficiente em frente ao microscópio para manipulações no olho. Na figura 3.7(a) podemos ver o percurso dos raios dentro do microscópio da lâmpada de fenda, construído segundo o princípio da telulupa.

Entre a objetiva *O* e as lentes *T* existe, para cada olho do observador, um feixe separado e paralelo de raios. O objeto (olho do paciente) encontra-se no plano focal de *O*. Entre *O* e *T* é intercalado um sistema telescópico, onde pode-se variar a ampliação total. Para obter-se visão estereoscópica é necessário que haja um

ângulo entre os feixes de observação. Esta convergência é produzida por meio do efeito prismático na objetiva, pela qual passam, fora do eixo óptico, dois feixes de raios (veja figura 3.7(b)). As imagens intermediárias formadas pelas lentes T , através do prisma giratório, são observadas por meio das oculares K . Para as aplicações mais comuns que citamos acima, a observação com a lâmpada de fenda requer ampliações que variam entre 5 e 50 vezes, sendo as mais utilizadas aquelas de 10, 16 e 25 vezes. A mudança na ampliação do microscópio pode ser conseguida através da troca das oculares ou quando se dispõem de componentes ópticos variáveis. Ao modificar tal ampliação, as posições do objeto e do plano focal devem manter-se constantes.

Outras características ópticas de interesse são: poder de resolução, luminosidade, profundidade de foco e ângulo estereoscópico (entre 10 e 15°).

A parte instrumental deve ser cuidadosamente projetada para que possa dar funcionalidade à combinação das partes ópticas e mecânicas do

Figura 3.8. Estrutura básica de uma lâmpada de fenda.

aparelho (veja figura 3.8).

O sistema de iluminação bem como o microscópio podem girar independentemente em torno de um eixo vertical. O feixe de luz é geralmente projetado no plano deste eixo. No momento do diagnóstico desloca-se o eixo para a mesma posição do objeto de observação, ou seja, o olho do paciente. Isto é feito com auxílio de uma base mecânica, equipada com guia para movimentação no plano. O movimento vertical é realizado, em muitos modelos de lâmpada de fenda, girando-se a alavanca de comando.

Nas lâmpadas de fenda mais modernas não existe apenas a possibilidade de girar o módulo de iluminação da esquerda para a direita, mas também pode-se fixa-lo numa posição central.

3.1.4 O Computador , Periféricos e o CCD

Agora que tínhamos um projetor eficiente passamos a nos perguntar: qual seria o melhor sistema computacional para nossa aplicação?

Ninguém pode negar que de alguns anos pra cá ocorreu na indústria e no mercado o quê podemos chamar de um verdadeiro “boom” nos sistemas pessoais de computação. Mais especificamente com relação aos microcomputadores IBM-compatíveis. Lembro de colegas em meados dos anos oitenta ávidos por adquirir um TK-85 para que pudessem aprender *Basic* ou jogar aqueles *videogames* sem resolução e sem áudio. Naquela época os programas ainda eram armazenados em gravadores comuns de fita de áudio e os monitores eram aparelhos de TV monocromáticos. Olhando em volta hoje, parece que estas cenas acontecerem há muito mais tempo!

Esta revolução do poder computacional não parou de crescer desde então. Hoje compra-se PC's com recursos e desempenho comparáveis a muitos sistemas que há alguns anos pareciam insubstituíveis, como as estações gráficas. E com a enorme vantagem de serem muito mais baratos. Estes e outros fatores de mercado causaram uma difusão gigantesca dos microcomputadores, de tal maneira que nos dias de hoje são muitos milhões de usuários em todo mundo usufruindo dos PC's tanto para lazer como para trabalho. Isto caracterizou um padrão tão forte que aquelas empresas que ainda não o haviam adotado, acabaram fazendo-o; outras passaram a produzir periféricos e acessórios para atender especificamente este padrão.

A maior parte dos sistemas topográficos da córnea está baseada na arquitetura do PC. E as relações custo/benefício deste sistema devem ter se mostrado muito boas, pois do contrário já estariam usando outros meios computacionais. Com nosso projeto não foi diferente: pensamos nas vantagens e desvantagens e ficou evidente que o alto custo de uma estação gráfica não justifica as diferenças em desempenho para aquilo que queríamos implementar. Optamos sem dúvida pelo microcomputador IBM-compatível.

Como pode ser visto na figura geral do sistema o computador é parte essencial. É nele que funciona o programa que fará a maior parte daquilo que o sistema precisa para funcionar corretamente. Desde a aquisição das imagens refletidas pela córnea até a apresentação dos resultados com mapas coloridos. Visto que o desempenho em termos de rapidez de processamento, durante uma cirurgia, é algo interessante de se obter, e levando em consideração o custo/benefício com relação às linguagens de programação utilizadas, optamos por um micro computador Pentium-133 com uma boa placa de vídeo.

O CCD não tem nenhuma especificação rigorosa. Queríamos obviamente algo que fosse compacto o suficiente para não atrapalhar. Não fazemos nenhum processamento de imagens coloridas, então o CCD pode ser monocromático. Nenhum CCD acopla diretamente à lâmpada de fenda ou ao microscópio cirúrgico, a não ser que tenha sido projetado para tal, o que não é nosso caso. Construiu-se um adaptador para conectar a câmara na lâmpada de fenda e outro para o microscópio.

O CCD não se comunica diretamente com o computador. É preciso uma placa de aquisição de vídeo, de preferência uma que tenha *overlay*, ou seja, a capacidade de capturar seqüências em tempo real. Quando a placa não tem este recurso fica muito difícil saber se uma imagem está focada, pois a seqüência de quadros é muito espaçada uma da outra. Optamos por uma placa comercial facilmente encontrada.

3.2 Cálculos Matemáticos

3.2.1 Os Diversos Modelos Matemáticos para Cálculo do Contorno da Córnea

Muitos estudos têm sido feitos no sentido de descrever a superfície da córnea [7,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18]. Não é uma tarefa simples pois a córnea não é comparável a nenhum material sintético conhecido, portanto não sabemos as relações entre as diferentes tensões superficiais e os possíveis formatos que a córnea pode assumir, tornando extremamente difícil qualquer tipo de previsão. A seguir procuramos dar noções específicas de cada um dos modelos que foram estudados.

Modelo do Espelho Convexo Esférico

Um dos primeiros métodos, e também o mais simplificado deles, foi considerar a superfície anterior da córnea como sendo esférica e especular, ou seja, comportando-se como um espelho convexo esférico. Da óptica geométrica elementar sabemos muito bem como se comportam os raios incidentes numa superfície com estas características. Supondo que temos o objeto, e que este é um dos pontos do projetor anelar, baseados na figura 3.9, podemos calcular o raio de curvatura:

Figura 3.9. Esquema óptico para cálculo do raio de curvatura baseado no modelo esférico.

Por semelhança de triângulos temos

$$\frac{h}{H} = \frac{R - S'}{R + S} \quad (3.1)$$

Fazendo a aproximação de que $S \gg R$ e sabendo que para objetos distantes também podemos fazer $S' \approx R/2$ conforme sugerido por Mammone [10], resolvendo a equação para R temos:

$$R = \frac{2S}{H}h \quad (3.2)$$

Fizemos também com aproximações mais precisas, diferentes daquelas acima (estas contas podem ser vistas no apêndice A). Sabendo que para um espelho esférico $f=2R$, obtivemos a seguinte expressão:

$$R = 2f = \frac{2Sh^2 + 2hH\sqrt{S^2 + H^2 - h^2}}{(H^2 - h^2)} \quad (3.3)$$

Após este modelo simplificado, o que tem sido feito com freqüência são desenvolvimentos de modelos matemáticos para projetores com vários anéis de Placido [8]. Nestes modelos tenta-se achar curvas algébricas que possam se aproximar o máximo possível do contorno da córnea [18]. Os primeiros modelos consideravam que os contornos poderiam ser aproximados por semicircunferências. Isto significa que se fizéssemos cortes na córnea com planos paralelos ao eixo óptico e que contenham este, poderíamos traçar segmentos circulares que aproximassem muito bem as interseções destes planos com a córnea.

Modelo Elíptico

Sabe-se hoje que a simplificação do modelo esférico tem somente bons resultados para regiões centrais de córneas não muito asféricas. Quando caminha-se em direção à periferia os erros ficam maiores ainda. Descobriu-se que a maior parte das córneas tende a achatar na periferia [18]. Outros modelos matemáticos foram desenvolvidos para tentar levar este achatamento em consideração, originando a idéia de se aproximar o contorno por elipses [10].

Através do ajuste da excentricidade e do raio apical das elipses tenta-se achar a melhor elipse para cada meridiano. Obtidas as melhores curvas calcula-se a dioptria associada a cada ponto.

Um sério problema surge quando se aplica o modelo de contornos elípticos em olhos com grandes curvaturas localizadas, cujo caso mais típico é o ceratocone. A figura 3.10 ilustra bem o que acontece.

Figura 3.10. A elipse consegue descrever somente o contorno de córneas que tenham curvaturas muito suaves.

Como pode ser visto a elipse não consegue acompanhar o “cone” local que existe na córnea com ceratocone, portanto a aplicação deste modelo em qualquer córnea que não tenha contornos suaves vai acarretar em erros que podem chegar a várias dioptrias. Num trabalho recente de nosso laboratório [19]., implementamos o modelo elíptico sugerido por Mammone [10] e comprovamos a ineficiência deste método para córneas com estas características.

Modelo com Utilização de Parâmetros de Esferas de Calibração

Outro método para calcular a curvatura, bem diferente do conceito que esta por trás destes anteriores, e que está sendo utilizado por vários fabricantes de topógrafos, baseia-se em esferas de calibração [14]. O princípio de funcionamento é basicamente o seguinte: várias esferas de aço (normalmente são quatro) de raios muito bem conhecidos são colocadas em um suporte e as imagens de seus reflexos são processadas e armazenadas no computador. Quando se quer medir um olho qualquer os parâmetros da imagem deste olho são comparados com aqueles das esferas e o raio de curvatura de cada ponto da córnea é calculado. Em termos bem gerais, é como se a cada ponto sobre um anel na imagem refletida da córnea correspondesse uma esfera cujo valor do raio deve estar entre o menor e maior raio das esferas de calibração. O algoritmo para este sistema, muitas vezes chamado de *modelo axial*, é apresentado a seguir:

Algoritmo. Considere um conjunto $\{S_k : k = 1 \dots n\}$, de n esferas de calibração com raio R_k , $K = 1 \dots n$, onde $R_k < R_{k+1}$. Devido à simetria, uma esfera alinhada com o eixo do videoceratômetro gera uma imagem na qual as curvas $C_1, \dots, C_{16}$ são circulares. Considere o raio da curva C_j gerado pela esfera S_k como c_k^j . Considere os pontos $p_i^j, i = 1 \dots 360, j = 1 \dots 16$ pertencentes a uma imagem arbitrária. Calcule h_i^j , a distância entre p_i^j e o centro estimado das curvas. Para cada h_i^j para o qual existe um l tal que h_i^j esteja no intervalo $[c_l^j, c_{l+1}^j]$, calcule α tal que $h_i^j = (1 - \alpha)c_l^j + \alpha.c_{l+1}^j$. Então o valor do raio r_i^j correspondente ao ponto p_i^j da imagem em questão é dado por $(1 - \alpha)R_l + \alpha.R_{l+1}$.

O algoritmo acima está intimamente relacionado com o *modelo esférico* visto anteriormente. Vamos mostrar isto em seguida:

Lembrem-se da equação válida para o modelo esférico com aproximação (equação 3.2):

$$R = \frac{2S}{H} h \quad (3.4)$$

e de acordo com o algoritmo sempre vai ser possível encontrar um α tal que

$$h_i^j = (1 - \alpha)c_l^j + \alpha.c_{l+1}^j \quad (3.5)$$

Dado que o R na equação (3.4) é equivalente ao r_i^j do algoritmo, podemos escreve-la como:

$$r_i^j = \frac{2S}{H} h_i^j \quad (3.6)$$

e, segundo a definição de c_l^j e c_{l+1}^j podemos também escrever

$$R_l = \frac{2S}{H} c_l^j \quad (3.7)$$

$$R_{l+1} = \frac{2S}{H} c_{l+1}^j \quad (3.8)$$

isolando c_l^j , c_{l+1}^j e h_i^j das equações acima e substituindo em (3.5) obtemos

$$r_i^j = (1 - \alpha)R_l + \alpha.R_{l+1} \quad (3.9)$$

que é exatamente a equação exposta no algoritmo.

Uma das mais freqüentes críticas que se faz a respeito deste modelo é a sua imprecisão quando usado para medir superfícies asféricas [19], sem dúvida característica da maior parte das córneas. Estudos mostram que o erro, considerando que o sistema esteja corretamente alinhado e focalizado, tende a aumentar em direção à periferia. A 3 mm do centro, para a uma lente de teste elíptica com raio apical 7.5 mm e excentricidade 0.5 , obteve-se um erro de 3 dioptrias. A fonte de tais erros pode ser entendida com ajuda da ilustração na figura 3.11.

Figura 3.11. Diferença entre raio de curvatura axial e instantâneo.

A curva mostrada é um corte do elipsóide utilizado por C. Roberts [20]. Se tivéssemos uma superfície esférica o centro de curvatura instantânea (CC Instant, calculada através da equação 3.16) coincidiria com o centro de curvatura do *modelo axial* (CC Axial). Mas percebemos claramente que isto não ocorre no caso

de uma elipse e não é difícil extrapolar este conceito e entender que também não ocorre no caso de qualquer outra superfície asférica.

Outra crítica feita a este modelo é sobre a sua incapacidade de medir curvaturas negativas, as quais podem ocorrer em alguns casos específicos.

Modelo Independente de Formas Preestabelecidas

Outra técnica para solucionar o problema foi proposta por Doss [12] e depois aprimorada por Wang [11] e van Saarloos [13]. Trata-se de um modelo

Figura 3.12. Traçando raios para interpolar uma superfície de contorno irregular

que, ao contrário dos anteriores, não faz pré-suposição nenhuma a respeito da curva que melhor descreve o contorno da córnea. Aliás, como veremos, o modelo é independente de qualquer curva analítica. É implementado através de um processo iterativo utilizando uma equação recursiva, ou seja, cujo valor de profundidade y para um certo ponto depende do anterior. Tal equação foi deduzida traçando-se arcos circulares entre os pontos refletidos dos anéis e fazendo o valor da tangente em cada um destes pontos coincidir (veja o apêndice A para a dedução desta equação):

Figura 3.13. Geometria óptica utilizada por van Saarloos para calcular a curvatura média da região apical da córnea.

ponto do anel considerado (P_i), y é a profundidade da superfície da córnea, x é a distância até o eixo óptico e t é o ângulo entre R_i e o eixo y .

Pela equação recursiva necessitamos sempre da coordenada x, y de um ponto para poder calcular aquela correspondente ao ponto posterior. Vamos fazer uma análise da óptica geométrica envolvida neste caso para que possamos calcular um primeiro valor para o par (x_i, y_i) , com $i = 0$. A figura 3.13 mostra o caminho óptico e as distâncias consideradas para este modelo: r é um dos pontos do projetor anelar, distando m_1 do plano da lente L . Um raio de luz, proveniente de r incide na córnea C e é refletido em direção à lente L (considerada aqui como pontual). $\bar{y}_0$ é a grandeza que estamos querendo determinar, ou seja, o raio para

a região central, para que a partir dele possamos calcular os outros valores. w_d é a distância focal da lente, Δ é a distância sagital, $\bar{x}_1$ e $\bar{x}_I$ são as distâncias do ponto de incidência na córnea e da imagem I formada, respectivamente. Utilizando equações simples da geometria, baseadas na figura anterior, obtém-se uma equação para $\bar{y}_0$ em função de todos estes parâmetros descritos (veja a dedução no apêndice A):

$$\bar{y}_0 = \frac{\bar{x}_1}{\sin \left\{ \frac{1}{2} \left[\tan^{-1} \left(\frac{l_1 - \bar{x}_1}{d + \Delta - m_1} \right) - \tan^{-1} \left(\frac{\bar{x}_I}{w_d} \right) \right] \right\}} \quad (3.11)$$

Estima-se um valor inicial de $\bar{y}_0 \approx 7,8$ mm. Sem muita perda na precisão, podemos fazer $\Delta = 0$ e $d = w_d - 7,8/2$ na equação (3.12). $\bar{x}_I$ é obtido da imagem captada e $\bar{x}_1$ é calculado através das equações:

$$\tan \alpha = \frac{\bar{x}_I}{w_d} \quad (3.12)$$

e

$$\bar{x}_1 = (d + \Delta) \tan \alpha \quad (3.13)$$

Calcula-se os pares ordenados (x_0, y_0) para os 360 meridianos, fazendo x_0 sempre igual a zero, para depois chegar a um valor médio de $\bar{y}_0$, o qual será utilizado na equação de recorrência para dar início aos cálculos da curvatura para cada meridiano. van Saarloos simulou computacionalmente uma superfície cujo contorno é descrito por um polinômio de quinto grau e através de técnicas de “ray tracing” (técnica comum utilizada em projetos ópticos), obteve o padrão da imagem que

seria refletida por tal superfície. Aplicou os cálculos que acabamos de descrever e obtive erros menores que 0,01 mm. Este método não foi utilizado pelos autores para construir mapas topográficos da córnea, mas desenvolvido originalmente para aplicação no *Fotoceratoscópio* (tópico 1.4).

Em nossas pesquisas mais recentes (resultados ainda não publicados) este mesmo método foi estendido e utilizado para mapeamento com códigos de cor da topografia da córnea. As mesmas córneas foram medidas em um aparelho comercial e no aparelho desenvolvido por nosso laboratório e os resultados mostraram-se satisfatórios.

3.2.2. Utilizando o Modelo Esférico

Dada toda a discussão feita no tópico anterior a respeito das diversas técnicas e modelos para calcular o contorno da córnea humana, tivemos que analisar qual deles se aplicaria melhor ao nosso caso ou se teríamos que pensar num outro método. Não temos a necessidade de calcular a topografia de toda a córnea, mas somente a curvatura da região central, o que nos leva a pensar em termos de uma relação custo/benefício. Não queríamos utilizar um modelo extremamente complexo e que exige muitos cálculos se poderíamos obter praticamente o mesmo resultado com um método mais simples e econômico em termos de recursos computacionais. Pensando nisso e no fato de que a região central da córnea (~ 4 mm) costuma ser, na maior parte da população, a porção mais esférica, decidimos, como uma primeira aproximação, utilizar o modelo do espelho esférico descrito inicialmente no tópico anterior. Consideramos 360 pontos sobre o nosso iluminador, de um em um grau, como sendo nosso conjunto de objetos. Lembramos que o cálculo para um único meridiano, resulta em:

$$R = \frac{2S}{H}h \quad (\text{com aprox.}) \quad (3.14)$$

$$R = 2f = \frac{2Sh^2 + 2hH\sqrt{S^2 + H^2 - h^2}}{(H^2 - h^2)} \quad (\text{c/ aprox. mais precisa}) \quad (3.15)$$

onde h é a distância do centro até o ponto considerado na imagem refletida; H é o raio do projetor anelar e S é a distância do plano do projetor até a córnea.

Decidimos trabalhar inicialmente com este método simplificado para testar sua precisão e poder compará-lo com outras medidas. Os resultados deste modelo estão descritos no capítulo 4.

3.2.3 Um Modelo Mais Adequado ao Nosso Sistema

Sabemos, por todas as discussões realizadas a respeito dos diversos modelos para a curvatura da córnea, que mesmo na região central a aproximação por modelos esféricos pode não ser muito boa, dependendo do caso. Isso nos impede a aplicar um modelo geral para descrever esta região. Mas a maioria das técnicas descritas anteriormente são utilizadas por sistemas de mapeamento de uma ampla região da córnea, com projetores de vários anéis, ao tempo que nosso projetor só tem um anel e estamos interessados somente na região central. Temos então que fazer bom proveito de alguma técnica interessante e adaptá-la da melhor maneira possível ao nosso caso específico.

Resolvemos utilizar a técnica do modelo geral de van Saarloos [13] com uma leve variação. Lembrem-se do tópico 3.2.1 que este modelo baseia-se numa equação recursiva onde inicialmente calcula-se o raio da região central e depois,

para cada meridiano, outros pontos vão sendo seqüencialmente calculados de acordo com o anel (i) a que pertencem. Para adaptar este modelo ao nosso caso basta considerar que só temos um anel ($i = 1$). Calculamos então o raio médio da região central, o qual corresponde ao ápice ($0, \bar{y}_0$), e então a coordenada do ponto correspondente ao primeiro anel (x_1, y_1). Fazendo isto para os 360 meridianos (lembre-se que estamos sempre varrendo a imagem de 1 em 1 grau), teremos então 361 pontos da superfície da córnea: 1 correspondente ao raio apical, $\bar{y}_0$, e 360 correspondentes aos pontos distribuídos sobre a região central da córnea, ilustrados pelos pontos vermelhos na figura 3.14.

Figura 3.14. Ilustração para demonstrar nosso método de reconstrução da superfície da região central da córnea. Os pontos vermelhos são encontrados através da fórmula de recorrência 3.10, em 180 meridianos espaçados de 1 grau, e depois interpolados por curvas suaves. Os pontos verdes ilustram coordenadas na superfície da córnea que também poderiam ser encontradas se nosso projetor tivesse vários anéis, como o Topógrafo ou o Fotoceratoscópio.

Através de técnicas de interpolação por *Cubic Splines* [21,22] traçamos curvas suaves passando por três pontos. São eles: o ponto do meridiano de ângulo θ , o ápice, e o ponto em $\theta + 180$ (veja figura 3.14). Geramos então 180 curvas suaves que descrevem a superfície da região central da córnea, como ilustrado pelas linhas vermelhas radiais. A cada ponto de $y(x)$ para cada meridiano, traçamos uma normal e calculamos o ponto onde esta intersecciona o eixo y . Chamando a distância deste ponto até o ponto $y(x)$ de r , calculamos a dioptria utilizando a equação 1.3 descrita no capítulo 1. Este método é às vezes referenciado como modelo *axial*.

3.2.4. Se Tivéssemos Mais Anéis

Uma das maiores limitações de nosso sistema esta intimamente relacionada com a quantidade de anéis do projetor. Percebe-se claramente pela figura anterior que a presença de mais anéis, a qual era a principal intenção quando construímos nosso primeiro projetor (ver tópico 3.1.1), seria extremamente interessante pois poderíamos monitorar uma região maior que 3 mm a 4 mm em diâmetro. No caso de estarmos trabalhando com um maior número de anéis poderíamos, ao invés do modelo *axial* descrito acima, utilizar o modelo *tangencial*, ou seja, obter a curvatura instantânea de cada ponto da curva $y(x)$ para cada meridiano, utilizando a expressão vinda do cálculo diferencial [23]:

$$k(x) = \frac{y''(x)}{[1 + [y'(x)]^2]^{3/2}} \quad (3.16)$$

sendo a dioptria em cada ponto dada por:

$$D(x) = (n_c - n_{ar})k(x) \approx 0,3375k(x). \quad (3.17)$$

Com isto poderíamos medir regiões numa abrangência próxima àquela de sistemas topográficos não intracirúrgicos, os quais mapeam até a periferia da córnea. Isto seria de grande utilidade para algum caso cirúrgico onde fosse importante também saber a curvatura da região periférica no decorrer da operação. No capítulo 5 vamos discutir algumas destas possibilidades de ampliação do instrumento.

V. Conclusões

Considerações Gerais

A Confiabilidade e Reprodutibilidade do Sistema

A Utilização do Sistema Dentro do Ato Cirúrgico

Problemas e Possíveis Soluções

Um Olhar para O Futuro

5.1 Considerações Gerais

Quando começamos este trabalho não sabíamos quão interdisciplinar ele se tornaria. Ao longo do tempo aprendemos que a resposta para esta pergunta era: “bastante!”. Tivemos que aprender conceitos sobre o olho humano que normalmente o físico encara do ponto de vista puramente da óptica geométrica. O entendimento destes aspectos foi essencial para a compreensão do funcionamento dos diversos instrumentos, inventados pelo homem ao longo do século passado e deste século, para medidas no olho. E mais especificamente, aqueles construídos para medidas na córnea e o porque de ser esta um dos principais elementos do nosso aparelho visual.

Inventar simplesmente mais aparelho, baseado em ideias novas e com princípios ópticos e mecânicos já consolidados pelos instrumentos mais eficientes, parecia não ser suficiente. A medicina de hoje, em termos gerais, é bem diferente daquela praticada no século passado, e este processo é válido para quase tudo que vemos a nossa volta. A evolução das técnicas de engenharia, e os processos de produção em massa revolucionaram conceitos e abaixaram os custos a patamares inimagináveis. O resultado de tudo isto são profissionais das diversas áreas, inclusive oftalmologistas, podendo realizar mais em menos tempo, e com maior eficiência. Não queríamos andar na contramão destas revoluções, portanto propomo-nos, desde o início, desenvolver um instrumento que fosse automatizado e de alta eficiência. É neste ponto que entra uma das outras disciplinas essenciais do trabalho — a

computação. Conceitos geralmente restritos àqueles que trabalham com inteligência artificial ou visão computacional, tiveram que ser aprendidos para que pudéssemos tratar as imagens digitalizadas da córnea, e obter então as informações que interessavam. Depois disto tivemos que pesquisar os diversos modelos matemáticos da córnea e estudar a maneira de melhor adaptá-los ao nosso caso específico, para então transformar todos os cálculos em algoritmos computacionais. Quando descobrimos aqueles métodos que davam os melhores resultados, deparamo-nos com o problema da interface com o usuário. Como expor os resultados da medida do instrumento da maneira que fosse mais fácil e completa para o oftalmologista? Resolvemos então adotar o padrão utilizado por outros sistemas, em forma de mapas topográficos coloridos. Quando tudo parecia estar terminado, começamos a fazer algumas medidas e logo surgiu a dúvida: onde armazenar tais informações para que mais tarde possamos examiná-las ou compará-las com medidas de outros instrumentos? Então a construção de um banco de dados também acabou sendo inevitável. Realmente, existe uma grande parte deste trabalho baseada em computação e outros conceitos relacionados, mas tudo isto quase sempre vinculado a grandezas físicas, para o alívio daqueles que gostam de estar presos à realidade.

Ao longo do trabalho, procuramos manter um bom nível de interação com médicos oftalmologistas, pois nem sempre nossas ideias eram clinicamente viáveis. Isto nos ajudou a eliminar hipóteses e aprimorar ideias que seriam de maior utilidade durante uma cirurgia de córnea. A seguir vamos discutir alguns fatores relacionados diretamente com o instrumento desenvolvido.

5.2 A Confiabilidade e Reprodutibilidade do Sistema

Realizamos as medidas expostas no capítulo 4 diversas vezes. No caso do modelo esférico, fizemos as medidas em diversas esferas, várias vezes para cada uma delas e em condições diferentes. Por exemplo, mudamos o aumento com o qual estávamos trabalhando na lâmpada de fenda, calibramos o sistema e realizamos as mesmas medidas novamente, chegando aos mesmos valores.

Para o modelo genérico, os mapas topográficos também foram feitos diversas vezes para os mesmos olhos, e com diferentes aumentos também. Obtivemos essencialmente os mesmos padrões e a mesma coloração para todos eles. Como já citado, gostaríamos de ter a possibilidade de construir superfícies (possivelmente na forma de lentes de vidro) cujos contornos fossem conhecidos com extrema precisão, para podermos aprofundar os testes. Poderíamos, por exemplo, construir uma superfície simulando um ceratocone e descobrir a precisão absoluta do nosso instrumento ao mapear tal superfície. Isto seria o ideal, embora tenhamos bastante confiança nas medidas do topógrafo comercial que utilizamos como base de comparação.

Embora possamos realizar testes ainda mais rigorosos, acreditamos que o instrumento tenha atingido níveis de confiabilidade e reprodutibilidade muito satisfatórios.

5.3 A Utilização do Sistema Dentro do Ato Cirúrgico

A ideia inicial que propulsionou o projeto, nos diversos locais em que o expomos e com os vários oftalmologistas que conversamos durante todo o trabalho, manteve-se sempre como sendo algo interessante. A possibilidade de saber como o

contorno da principal região da córnea está se comportando, em tempo real e durante a realização de procedimentos cirúrgicos na córnea, pareceu-nos ser algo de anseio de muitos profissionais da área.

Ao longo do tempo, descobrimos quais seriam as aplicações de um instrumento com estas características. Casos como catarata, miopia e astigmatismo logo mostraram-se como as mais prováveis possibilidades de aplicação, pois todas as cirurgias relacionadas com estas patologias exigem procedimentos que afetam a topografia da córnea. Outras aplicações também foram levantadas, como no transplante de córnea, ou na possibilidade do oftalmologista também utilizar o instrumento fora da cirurgia, como um ceratômetro computadorizado, mais fácil de manusear e mais preciso que os ceratômetros convencionais. Pretendemos analisar cada uma destas prováveis aplicações em projetos futuros.

5.4 Problemas e Possíveis Soluções

Vamos descrever alguns problemas que encontramos ao longo do desenvolvimento do instrumento e também nos testes que realizamos na lâmpada de fenda e no microscópio cirúrgico. O projetor anelar é um dos principais componentes do instrumento. Deve ser intenso o suficiente e deve cobrir uma região considerável. Quanto a este fator podemos dizer que o projetor que utilizamos é satisfatório, pois pelo fato de ser constituído de fibras ópticas, podemos utilizar fontes de luz potentes e obter bons resultados na qualidade das imagens refletidas pela córnea. Gostaríamos, no entanto, de poder trabalhar com uma região maior da córnea, dado que algumas cirurgias afetam também a região periférica. Com um maior número de anéis poderíamos gerar mapas topográficos mais completos e mais precisos, por termos um

volume muito maior de informação. Para quantificar quanto teríamos a mais de informação basta comparar nosso sistema com um topógrafo comercial. Trabalhamos com 360 pontos distribuídos sobre as bordas da imagem refletida. Os topógrafos comerciais costumam trabalhar com 16 anéis, e 360 pontos são detectados para cada um deles, resultando num total de $16 \times 360 = 5760$ pontos. Portanto nosso instrumento fornece de informação ao médico pouco mais de 6% daquilo que é fornecido por topógrafos não intracirúrgicos convencionais. Muito embora essa pequena porcentagem adquira grande importância quando analisamos o fato de que são informações a respeito de uma região muito relevante, gostaríamos de fazer um mapa topográfico mais completo.

Um outro problema com o qual nos deparamos foi a precária capacidade de focalização precisa, quando estamos olhando a imagem pelo monitor do computador. Seria interessante que, quando a imagem estivesse focalizada para o cirurgião, ela também estivesse focalizada no CCD. Mesmo com a parte óptica bem projetada, sabe-se muito bem que no momento da implementação tem-se que fazer diversos ajustes. Conseguimos, após diversas tentativas, fazer o aparelho focalizar de maneira satisfatória, mas outros métodos mais interessantes poderiam ser utilizados. Por exemplo, pode-se fazer um sistema de miras, uma na vertical e outra na horizontal, de tal maneira que quando seus reflexos formarem uma pequena cruz, tem-se a certeza de que se atingiu a posição de focalização. Este método já é utilizado por alguns topógrafos.

Atualmente discute-se muito, principalmente no meio clínico e nos consultórios oftalmológicos, a validade das maneiras que estão sendo utilizadas para representar a superfície da córnea. Alguns sistemas de topografia chegam a dispor ao médico vários tipos de mapas, cada um deles gerando um padrão de cores um pouco diferente do

outro. Um destes mapas é chamado *mapa tangencial* e com isso querem dizer que cada ponto sobre a córnea está pintado com a cor associada ao poder (dioptria) calculado a partir da curvatura instantânea daquele ponto. Outro mapa muito comum é o chamado *mapa axial*. Este não calcula o poder baseado na curvatura local, mas na distância daquele ponto até o eixo óptico quando passamos uma reta por ele normal à superfície. São conceitos distintos e que estão sendo analisados [28,29]. Dentro desta classificação podemos dizer que o modelo que utilizamos neste trabalho gera um *mapa axial*. Queremos estudar um número maior de possibilidades de apresentação dos resultados ao oftalmologista. Ao invés do poder, poderíamos apresentar mapas de elevação, ou mapas com simplesmente a curvatura (e não o poder) local, ou então fazer mapas tridimensionais para expor tais informações. Enfim, as possibilidades são muitas e pretendemos analisá-las com maior cuidado.

Outro aspecto do sistema que gostaríamos de poder melhorar é a sua capacidade de centralização com relação ao eixo que realmente interessa. Quando descrevemos o funcionamento geral de nosso sistema dissemos apenas que no momento da medida o eixo óptico do olho do paciente teria que ser alinhado com o eixo do microscópio (mesmo que o do projetor anelar). Porém alguns estudos [29] sugerem que o sistema deveria estar alinhado à *linha de visão* do paciente e não ao eixo óptico. E isto só irá ocorrer se o paciente estiver olhando para o centro do projetor, o qual não tem atualmente nenhuma indicação. O ideal seria então construir junto à estrutura do projetor um sistema acoplado que pudesse gerar um pequeno ponto de luz intensa ao centro do anel. Quando o paciente estivesse olhando para este ponto o cirurgião teria a certeza de que o sistema estaria alinhado à *linha de visão* do paciente e que portanto estaria fazendo uma topografia da região de real interesse.

5.5 Um Olhar para o Futuro

Pretendemos dar continuidade a este trabalho, fazendo testes mais rigorosos e quantitativos do instrumento dentro do ato cirúrgico. Com isto vamos provavelmente descobrir ainda mais falhas do que aquelas que apontamos até aqui. Este seria o primeiro passo antes de implementarmos quaisquer outros melhoramentos no sistema.

Gostaríamos também de desenvolver métodos e modelos matemáticos mais sofisticados para o instrumento, baseados em trabalhos realizados recentemente [14,15]. Para isso os algoritmos também ficariam maiores e mais precisos, necessitando um poder computacional também maior. O número de anéis do nosso projetor certamente vai ter que aumentar, para que estes modelos possam ser aplicados. Então temos também um desafio a vencer na parte óptica e instrumental envolvidas na construção de um novo projetor.

Esperamos assim contribuir de alguma maneira para que a sociedade oftalmológica e a comunidade como um todo, tenham a seu dispor mais um instrumento para auxiliar em suas vidas profissionais e na saúde do olho.

Referências

1. Le Grand, Y., El Hage, S. G., *Physiological Optics*, Springer Series in Optical Sciences, Springer-Verlag, 1980;13.
2. Okuno, E., Caldas, Iberê L., Chow, Cecil, *Física para Ciências Biológicas e Biomédicas*, Ed. Harper & Row, 1982
- 3 Troutman, R. C., Buzard, K. A., *Corneal Astigmatism*, Mosby Year Book, St. Louis.
- 4 Gullstrand, A., *In Helmholtz Treatise on Physiological Optics*, Ed. 3, vol. 1.
5. York, M. A., Mandell, R. B., Corneal Counters From Birth to Five Years — a Cross Section Study, *Am. J. Optom.*, 1969; 46(11):818-825.
6. Mandell, R. B., York, M. A., A New Calibration System for Photokeratoscopy, *Am. J. Optom.*,46(11):818-825.
7. Mandell, R. B.,St Helen R., Mathematical Model of the Corneal Contour, *Brit. J. Physiol. Optics.*, 1971;26:183-197.
8. Placido, A., Novo Instrumento de Exploração da Cornea, *Periodico d'Oftalmológica Practica*, Lisboa, 1880;5:27-30.
9. Stone, J., The Validity of Some Existing Methods of Measuring Corneal Contour Compared with Suggested New Methods, *Brit. J. Physiol. Opt.*, 1962;19:205-230.
10. Mammone, R. J., Gersten, M., Gormley,D. J., Koplin ,R. S., Lubkin,V. L., 3D Corneal Modeling System, *IEEE Trans. Biomedical Eng*, 1990;37:66-73.
11. Wang, J., Rice, D.A., Klyce, S.D., A New Reconstruction Algorithm for Improvement of Corneal Topographical Analysis, *Refract. Corneal Surg.*1989;5:379-387.
12. Doss, James D., Hutson, Richard L., Rowsey, J., Brown, R., Method for Calculation of Corneal Profile and Power Distribution, *Arch Ophthalmol*, 1981;99:1261-1265.

13. van Saarloos, Paul P., Constable, Ian J., Improved Method for Calculation of Corneal Topography for Any Photokeratoscope Geometry, *American Academy of Optometry*, 1991;68:960-965.
14. Halstead, Mark A., Barsky, Brian A. , Klein, Stanley A., Mandell, R. B., Geometric Modeling of the Cornea Using Videokeratography, *Mathematical Methods for Curves and Surfaces*, 1995;213-223.
15. Halstead, Mark A., Barsky, Brian A. , Klein, Stanley A., Mandell, R. B. "A Spline Surface Algorithm for Reconstruction of Corneal Topography from a Videokeratographic Reflection Pattern". *Optometry and Vision Science*. 1995;72:821-827.
16. Wilson, Steven E., Verity, Steven M., Conger, Darrel L., Accuracy and Precision of the Corneal Analysis System and the Topographic Modeling System, *Cornea*, 1992;11(1):28-35.
17. Klyce, S.D., Computer-Assisted Corneal Topography, High Resolution Graphics Presentation and Analyses of Keratotomy, *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 1984;25:426-435.
18. Mandell, R. B., St Helen R., Mathematical Model of the Corneal Contour, *Brit. J. Physiol. Optics.*, 1971;26:183-197.
19. Paranaguá, Ernany, Carvalho, L.A.V, Castro, J.C., Construção de um Topógrafo de Córnea, *III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, Campos de Jordão- Outubro de 1996.
20. Roberts, Cynthia, Characterization of the Inherent Error in a Spherically-Biased Corneal Topography System in Mapping a Radially Aspheric Surface, *Refract. Corneal Surg.*, 1994;10:103-111.
21. Barsky, B. A., *Computer Graphics and Geometric Modeling Using Beta-splines*, Springer-Verlag, 1988.
22. Bartels, R.H., Beatty, J.C., Barsky, B.A., *An Introduction to Splines for Use in Computer Graphics and Geometric Modeling*, Morgan Kaufmann, 1987.
23. Berkey, Dennis D., *Calculus*, Saunders College Publishing, 1988;17.5:760.
24. Lim, Joe S., *Two-Dimensional Signal and Image Processing*, Prentice Hall Signal Processing Series, Prentice Hall, 1990, pp.410-443.
25. Ballard, Dana H., Brown, Christopher M., *Computer Vision*, Englewood Cliffs, Prentice-Hall, 1982.

26. .Marr, David, *Vision: A Computational Investigation into the Human Representation and Processing of Visual Information*, W H Freeman, 1982.
27. Shalkoff, Robert J., *Digital Image Processing and Computer Vision*, John Wiley & Sons, Inc., 1989.
28. Roberts, Cynthia, The Accuracy of "Power" Maps to Display Curvature Data in Corneal Topography Systems, *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 1994;35:3525-3532.
29. Mandell, Robert B., The Enigma of the Corneal Contour, *CLAO J*, 1992;18:267-273.

Apêndice A

Dedução de Fórmulas Matemáticas

Equação que descreve o poder de refração da córnea

A equação para o modelo esférico com melhores aproximações

A equação recursiva para o modelo independente de curvas pré-determinadas

Equação utilizada para calcular o valor de y_0

(a) Equação que descreve o poder de refração da córnea

Utilizaremos princípios de óptica geométrica e o formalismo matricial de lentes delgadas para deduzir a expressão

$$D = \frac{n_c - n_{ar}}{r} \quad (\text{A.1})$$

onde

D = dioptria

n_c = índice de refração da córnea

n_{ar} = índice de refração do ar

r = raio de curvatura da superfície anterior da córnea

Sabemos que uma lente delgada convergente, de foco f , com as características da figura A.1

Figura A.1. Formação de imagem para uma lente delgada de distância focal f .

pode ser descrita pela matriz

$$M = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ \frac{1}{f} & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.2})$$

Suponha que uma boa aproximação da córnea seja uma lente delgada em forma de *menisco côncavo*, com raio da superfície anterior r_1 e raio da superfície posterior r_2 , como na figura A.2:

Figura A.2. Representação aproximada da córnea por uma lente delgada.

pela formulação matricial, podemos descrever cada interface por uma matriz. Para a interface *ar-córnea* temos:

$$M_{ar-c} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ -\frac{1}{r_1} \left(\frac{n_{ar}}{n_c} - 1 \right) & \frac{n_a}{n_c} \end{bmatrix} \quad (A.3)$$

e para a interface *córnea-humor* vítreo temos:

$$M_{c-hv} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ -\frac{1}{r_2} \left(\frac{n_c}{n_{hv}} - 1 \right) & \frac{n_c}{n_{hv}} \end{bmatrix} \quad (A.4)$$

Para obter a matriz que descreve a córnea temos que multiplicar (A.3) e (A.4) para obter:

$$M_c = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ -\frac{1}{r_1} \left(\frac{n_{ar}}{n_c} - 1 \right) - \frac{n_{ar}}{r_2 n_{hv}} \left(\frac{n_c}{n_{hv}} - 1 \right) & \frac{n_{ar}}{n_{hv}} \end{bmatrix} \quad (A.5)$$

Em analogia com a equação (A.2) podemos relacionar o termo inferior esquerdo desta matriz com a distância focal da córnea pela equação

$$\frac{1}{f} = -\frac{1}{r_1} \left(\frac{n_{ar}}{n_c} - 1 \right) - \frac{n_{ar}}{r_2 n_{hv}} \left(\frac{n_c}{n_{hv}} - 1 \right) \quad (A.6)$$

Pelos valores dos índices de refração que vimos para a córnea e o humor aquoso, podemos fazer $n_c/n_{hv} \approx 1$ na equação A.6, e então o último termo do lado direito da equação é anulado, restando

$$\frac{1}{f} = -\frac{1}{r_1} \left(\frac{n_{ar}}{n_c} - 1 \right) \quad (A.7)$$

a qual pode, segundo a definição de dioptria (poder) $D = n/f$ e fazendo $r_1 = r$, ser reescrita como

$$D = \frac{n_c - n_{ar}}{r} \quad (A.8)$$

a qual é exatamente a expressão (A.1) que queríamos demonstrar.

(b) A equação para o modelo esférico com melhores aproximações

Baseado na mesma figura que utilizamos para explicar o modelo esférico

Baseado na mesma figura e fazendo os ângulos t_1 e t_2 infinitamente próximos,

Figura A.4. Traçando arcos para descrever uma superfície desuniforme.

podemos fazer $R_1 \approx R_2 = R$ e

$$y_2 - y_1 = R \cos t_2 - R \cos t_1 \quad (\text{A.14})$$

isolando para y_2 temos

$$y_2 = y_1 + R(\cos t_2 - \cos t_1) \quad (\text{A.15})$$

podemos ainda escrever

$$R = \frac{x_2}{\sin t_2} \text{ e } R = \frac{x_1}{\sin t_1} \quad (\text{A.16})$$

fazendo

$$\sin t_2 - \sin t_1 = \frac{x_2 - x_1}{R} \quad (\text{A.17})$$

isolando (A.17) para R e substituindo em (A.14) temos

$$y_2 = y_1 - \frac{(x_1 - x_2)}{\sin t_1 - \sin t_2} (\cos t_1 - \cos t_2) \quad (\text{A.18})$$

generalizando esta equação para todos os pontos i analisados sobre a córnea chegamos à equação recursiva desejada:

$$\theta = \phi - \alpha = \frac{1}{2}(2\phi - 2\alpha) = \frac{1}{2}((2\phi - \alpha) - \alpha) \quad (\text{A.24})$$

substituindo este valor de θ na equação (A.23) temos

$$y_0 = \frac{\bar{x}_1}{\sin\left[\frac{1}{2}((2\phi - \alpha) - \alpha)\right]} \quad (\text{A.25})$$

Podemos reescrever esta equação em função dos valores dos arcotangentes de α e $(2\phi - \alpha)$ extraídos das equações (A.20) e (A.21):

$$\bar{y}_0 = \frac{\bar{x}_1}{\sin\left\{\frac{1}{2}\left[\tan^{-1}\left(\frac{l_1 - \bar{x}_1}{d + \Delta - m_1}\right) - \tan^{-1}\left(\frac{\bar{x}_I}{w_d}\right)\right]\right\}} \quad (\text{A.26})$$

que é a equação desejada.

Apêndice B

Noções Gerais sobre Banco de Dados

Definição

Campos, Registros e Tabelas

Banco de Dados do Sistema Implementado em Visual Basic

Um *banco de dados* é um conjunto de informações que estão relacionadas a um tópico ou propósito em particular. Estas informações são geralmente armazenadas em tabelas e as tabelas são constituídas por *registros* (linhas) e *campos* (colunas). Em nosso caso particular, o tópico ao qual as informações estariam relacionadas é a medida, ou seja, o mapa topográfico colorido. As tabelas conteriam informações sobre os pacientes. Cada paciente ocuparia um registro (linha) da tabela, e cada linha teria vários campos (colunas) com informações que achássemos relevantes armazenar. Alguns exemplos seriam nome, RG, endereço, telefone, data da medida, o mapa colorido e etc. Percebe-se então que um *banco de dados* para o nosso caso não poderia conter somente números, datas e nomes. Tínhamos que poder armazenar imagens também. Pensamos então exatamente os dados que precisávamos armazenar e construímos a seguinte tabela:

Nome	Número	Olho	Data	Telefone	Endereço	Mapa
------	--------	------	------	----------	----------	------

Tabela B.1. Campos que achamos de maior utilidade para manipulação dos dados.

Precisávamos agora decidir quê tipo de banco de dados utilizar. Para isso tivemos que nos basear nas linguagens de programação a que já estávamos presos. Ficaria bem mais complicado construir um banco de dados em *Cobol* e depois acessá-lo usando uma rotina em *Microsoft Visual Basic*, do que construir um em *Microsoft Access* e acessá-lo pela mesma linguagem. Isto ocorre por um motivo muito simples: quando uma empresa de *software* desenvolve um novo produto, ela normalmente faz o possível para que ele seja compatível com seus outros produtos e que programas desenvolvidos possam utilizá-los em harmonia. Só como exemplo, a *Microsoft* fez isso com relação ao *Visual Basic* e o *Access* e a *Borland* fez isso com relação ao *Delphi* e o *dBase* e *Paradox*. Dados estes fatores decidimos fizemos uma versão em *Access*, a qual é acessada pela versão em *Visual Basic* do nosso programa e uma em *Paradox* acessada pela versão em *Delphi*. A interface em *Delphi* foi mostrada na figura 3.18 e aquela em *Visual Basic* pode ser vista na figura B.1.

Referências

1. Date, C. J., *Introdução a Sistemas de Banco de Dados*, Editora Campos, 3^a edição, 1986.

The image shows a screenshot of a Windows application titled "Banco de Medidas". The interface is designed in a classic Windows style with a title bar and standard window controls. Below the title bar is a menu bar labeled "Opções de Busca". The main area of the window contains several text input fields arranged vertically on the left side, labeled "Nome", "Número", "Olho", "Data", "Telefone", and "Endereço". To the right of these fields are two buttons: "Adicionar" and "Atualizar". Below the input fields is a small section labeled "Busca" which contains three checkboxes labeled "Nome", "Número", and "Data", each followed by a text input field. Below these is a label "Resultado:" followed by another text input field. At the bottom right of the window are two buttons: "Ok" and "Voltar". The overall layout is functional and typical of early 1990s database applications.

Figura B.1. Interface do banco de dados desenvolvido para o sistema em *Microsoft Visual Basic*.

2. Roque, Kátia A., *Microsoft Access 2 for Windows*, Makron Books & Microsoft Press, 1994.
3. Kimmel, Paul, *Building Delphi 2 Database Applications*, Que, 1996.