

Artigo Original

Recebido em 06/06/2003 e aceito em 21/04/2004

**Instrumento computadorizado
para medidas da topografia da
córnea durante a cirurgia: Desen-
volvimento e aplicações clínicas**

*Computerized instrument for
measuring corneal topography
during surgery: Development and
applications*

Luis Alberto Carvalho, PhD

IFSC-Instituto de Física de São Carlos-Grupo de Óptica
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465,
13560-250 São Carlos, SP, Brasil, e

UNIFESP - Universidade Federal de São Paulo
Escola Paulista de Medicina
e-mail: lavcf@if.sc.usp.br

Resumo

Neste trabalho desenvolvemos um instrumento para videoceratografia computadorizada durante o procedimento cirúrgico. Uma região da córnea de aproximadamente 7mm de diâmetro pode ser analisada, dando ao cirurgião informações sobre o poder refrativo e o astigmatismo da córnea. O sistema é baseado na iluminação de um cone com Discos de Plácido, fixado na lente objetiva do microscópio cirúrgico. No divisor de feixes 50% do microscópio foi instalada uma câmera CCD monocromática. Uma placa de aquisição (*frame grabber*) de imagens foi instalada em um microcomputador IBM compatível e imagens foram digitalizadas em resolução de 480x640 *pixels*. Algoritmos para processamento de imagens foram implementados para detecção das bordas dos Discos de Plácido. Curvas de calibração foram geradas baseadas em 4 superfícies esféricas e aproximadamente 3600 pontos foram calculados em cada exame. Posteriormente, 10 córneas saudáveis foram comparadas utilizando um videoceratógrafo comercial importado (não cirúrgico) (*EyeSys System 2000*) para o voluntário na posição vertical. O desvio médio para o raio de curvatura foi menor que ou igual a 0.05mm para 8 casos, desvio no astigmatismo foi menor ou igual a 0.18 D para 7 casos. Para o eixo cilíndrico o desvio foi menor que ou igual a 5 graus para 6 dos casos. Este VC cirúrgico pode ser usado para monitorar e reduzir astigmatismos residuais em cirurgias de catarata extracapsular e ceratoplastia penetrante e lamelar. Este aparelho, com algumas melhorias, pode também ser usado para diminuir a incidência de astigmatismos residuais em cirurgias de catarata e transplante de córnea (ceratoplastia). Também pode ser utilizado para colher dados pré-operatórios em cirurgias LASIK assistido por topografia de córnea.

Palavras-Chave: Catarata, Ceratometria, Ceratoplastia, Cirurgia da córnea, Topografia de córnea.

Abstract

We have developed a novel instrument for computerized corneal topography (videokeratography) during surgery. The instrument measures a region of approximately 7 mm in diameter, providing the surgeon with precise values of power and astigmatism. The system is based on a Placido Disc projecting system. A 50% beam splitter attached to the body of the microscope reflects the Placido Disc pattern. At the beam splitter we installed our homemade adaptor and a CCD monochromatic camera. A frame grabber is installed on an IBM compatible PC and images are digitized at resolution of 480x640 pixels. Algorithms based on image processing techniques were implemented for edge detection of Placido Disc patterns. Calibrating curves based on 4 spherical surfaces were generated and approximately 3600 points were calculated for each exam. Preliminary measurements on 10 healthy corneas were compared with the measurements of a commercial non-surgical videokeratographer (EyeSys System 2000). The mean deviation in radius of curvature for all exams was less than or equal to 0.05 mm for 8 cases. Corneal astigmatism deviations were less than or equal to 0.18 D for 7 of all cases. For astigmatism axis deviation was less or equal to 5° for 6 cases. This system, with some improvements, may be successfully used to diminish high post surgical astigmatisms in surgeries such as cataract and corneal transplant (keratoplasty). This system could also be used to gather preoperative data in corneal topography assisted LASIK.

Keywords: Cataract, Corneal surgery, Corneal topography, Keratoplasty, Videokeratography.

Extended Abstract**Introduction**

Most of the commercial videokeratographs are designed to be used in the horizontal position (Mammone et al., 1990; Carvalho et al., 1998), and few of them have been designed for use during surgery. Some authors have addressed the issue of surgical keratometry in the vertical position (Bicas, 1967; Amoils, 1986; Troutman et al., 1977; 1992; Troutman, 1987; Igarashi et al., 1995), but keratometry has the main objective of measuring only the central cornea. Other variations of surgical instruments use the principle of stereorasterography to measure surface elevations and from this information extract surface curvature. Although very interesting, these techniques are completely different from the traditional Placido Disc principle. In a previous work, we developed a computerized surgical keratometry system (Carvalho, 1996; Carvalho et al., 1996). Continuing this effort to improve techniques for measuring astigmatism during certain surgical procedures, we now present the construction and development of a surgical videokeratograph.

Material and Methods

The surgical videokeratograph system consists of a variable

intensity cone with 3 Placido rings (Figure 1). This apparatus is attached to the objective lens of a conventional surgical microscope (Zeiss compatible optics (Figure 3) and light reflected from the cornea undergoes two distinct paths: its usual path through the microscope optics (and to the ocular lenses) and a second path onto an attached beam splitter. This second path leads rays to a 480x640 pixels CCD camera. A frame-grabber (model: Meteor; manufacture: Matrox Electronic Systems 1055 St-Regis Dorval, Quebec, Canada H9P 2T4), installed on an IBM compatible PC (Pentium II processor, with 333 MHz clock), is used for digitalization.

Results

After tests on spherical surfaces, measurements were made on 10 healthy corneas of 10 adult volunteers. The procedure was fully explained and formal consent was obtained in all cases. For comparison, the same corneas were also measured on the commercial conventional videokeratograph (EyeSys). We generated a computer algorithm to read and compare data from the EyeSys system with those from our system. By using a ruler (markings of 10^{-2} cm) we determined the scale factor of our instrument (pixels/mm) and that of the EyeSys topographer. We could then precisely determine which region on the Eyesys maps corresponded to our measurements and therefore calculate power values and SMK's for equivalent regions. The mean deviation in radius of curvature for all exams was less than or equal to 0.05 mm for 8 cases. Corneal astigmatism deviations were less than or equal to 0.18 D for 7 of all cases. For astigmatism axis deviation was less or equal to 5° for 6 cases. Mean time for each exam was 14.3 s, including image processing and generation of color map. Graphs of curvature versus polar angle for a specific radial distance were also implemented. These provide a simple and fast way for the surgeon to analyze the astigmatism of the surface at a specific region.

Discussion

We have developed a novel instrument for measuring the corneal shape during surgery. Preliminary tests were made on healthy corneas in the surgery room, but not yet in actual surgical conditions. These results indicate that the instrument has great potential in diminishing post-astigmatism common to surgeries such as cataract and corneal transplant.

Introdução

Embora a maioria dos videoceratôgrafos (VC) comerciais meça a curvatura da córnea com razoável precisão, nenhum deles foi projetado para ser usado durante a cirurgia (pode-se usar o termo *percirúrgico*, mas usaremos aqui apenas o termo *cirúrgico*) (Bicas, 1967). Outros autores resolveram o problema de medidas da região central da córnea (ceratometria em uma circunferência de aproximadamente 3 mm) (Amoils, 1986; Troutman *et al.*, 1977; 1992; Troutman, 1987; Igarashi, 1995), mas nenhum deles desenvolveu um sistema para medidas de áreas maiores que 3 mm e que permitisse o processamento computacional das imagens de Plácido e impressão (no monitor ou na impressora colorida) de mapas topográficos da córnea, com todo o processo durante a cirurgia. Em um trabalho anterior nosso grupo desenvolveu um ceratômetro computadorizado com processamento de imagens e visualização de dados automatizados, mas que realizava medidas limitadas, assim como outros ceratômetros, somente aos 3 mm centrais da córnea. No atual projeto foi desenvolvido um sistema computadorizado para medidas de áreas bem maiores da córnea (até 7 mm), caracterizando este novo equipamento como um *Topógrafo de Córnea Cirúrgico* ou, mais formalmente, como um *Videoceratógrafo Cirúrgico*, instrumento inédito em hospitais e clínicas. Nosso argumento é que existem certos procedimentos cirúrgicos que podem se beneficiar com a utilização de um sistema como este como a extração extra-capsular da catarata, ceratoplastia (transplante de córnea) penetrante e lamelar, entre outros. No caso da extração extra-capsular da catarata, por exemplo, o aparelho pode ser usado pra reduzir a incidência do astigmatismo residual. Esta possibilidade foi verificada por Troutman (1987), usando sua própria invenção, o *Ceratômetro de Troutman*, que permite o controle cirúrgico da região central da córnea ajudando a diminuir astigmatismos pós-operatórios superiores a 2D em cirurgias convencionais de catarata. Torna-se claro que um aparelho cirúrgico mais sofisticado que o de Troutman poderia medir a superfície da córnea e poderia ser mais eficiente (Troutman, 1987). Em um estudo mais recente, Wiesinger-Jendritza *et al.* (1998) mostraram que o procedimento cirúrgico LASIK pode ser melhor sucedido se assistido por dados pré-operatórios obtidos com a topografia de córnea. Embora eles não tivessem utilizado um equipamento cirúrgico para a realização destes estudos, acreditamos que nosso sistema pode ser útil pois dados imediatamente pré-cirúrgicos podem ser obtidos com o paciente em posição cirúrgica (ou seja, na posição horizontal, ao

contrário dos aparelhos não cirúrgicos, onde a posição do paciente é vertical, geralmente sentado).

Construção do Disco de Plácido

Construímos um Disco de Plácido que é formado basicamente por três cones e uma estrutura de acoplamento dos cones ao iluminador de fibras ópticas. Os cones e esta estrutura são confeccionados em acrílico translúcido. A rosca do sistema de acoplamento do disco na objetiva é feita em alumínio. Para construir os cones que formam a estrutura dos anéis poderíamos utilizar basicamente dois métodos. O primeiro seria o projeto mecânico e usinagem de pesadas matrizes em aço, as quais dariam forma aos cones. Por este método chapas planas e circulares de acrílico seriam aquecidas acima dos 100 graus centígrados em um forno especial e em seguida prensadas por entre as partes “macho” e “fêmea” das matrizes. Isto seria feito numa prensa hidráulica de alta pressão. O segundo método seria a usinagem de blocos circulares de acrílico até atingir o formato desejado. Após isto as faces das peças seriam polidas.

O primeiro método, além de ser um processo caro e demorado, seria mais adequado para produção em série, e não para pesquisa. Já o segundo método utilizaria apenas um torno e o projeto mecânico que encontrava-se pronto. Além disso é mais barato, garante a qualidade que precisamos, e poderíamos utilizar mão-de-obra e ferramentas disponíveis na própria Oficina Mecânica do IFSC. Sem ter que recorrer a outros laboratórios ou departamentos (na oficina não temos a prensa e nem o forno) a construção do disco seria feita em menor tempo. Por estes motivos escolhemos o segundo método. Na Figura 1 podemos ver as peças depois de usinadas e polidas.

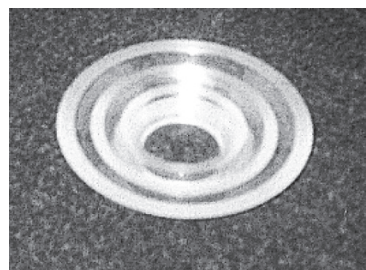


Figura 1. Cones em acrílico Disco de Plácido depois de usinados e polidos. **Figure 1.** Acrylic cones for the Placido Discs after lathing and polishing.

Após a etapa de usinagem e polimento resolvemos espelhar as faces dos cones. Isto iria garantir que a luz proveniente do iluminador seria transmitida pelo interior dos cones como se estes fossem uma enorme fibra óptica. Isto evitaria perdas de luz e a intensidade dos anéis seria mais intensa. O processo de espelhamento foi realizado na evaporadora da Oficina de Óptica do IFSC. Nesta etapa nos deparamos com um problema. Durante o processo de deposição, a mal regulagem da evaporadora resultava na oxidação do espelhamento no lado em contato com a face dos cones. Nas três tentativas que fizemos ao longo de algumas semanas o espelhamento pelo lado de fora do material tinha a aparência esperada, mas do lado em contato com a face polida percebia-se nitidamente um tom bastante amarelado. Fizemos medidas de intensidade de luz que saia dos cones espelhados e constatamos que estavam menos intensas do que antes do espelhamento.

Para contornar este problema enquanto fazemos outros testes de deposição, utilizamos papel alumínio como substituto para o espelhamento. E depois cobrimos as faces forradas com papel alumínio com cartolina preta. Quando descobrirmos a regulagem ideal para espelhar os cones, pintaremos as faces de preto fosco ao invés de forrar com cartolina. Na Figura 2 podemos ver os cones e a peça de acoplamento, depois de espelhados.

Na Figura 3 podemos ver o sistema montado. Ao centro podemos ver o microscópio cirúrgico. Sua estrutura é suspensa por um braço móvel que está preso num eixo. O eixo acopla-se a uma base com rodinhas, as quais permitem a locomoção do microscópio. À esquerda do microscópio está a fonte do iluminador de fibras ópticas. O cabo com mais de 15000 fibras ópticas sai da fonte e termina na cabeça do iluminador. O iluminador por sua vez está preso entre o disco e a rosca em alumínio. Esta rosca prende todo sistema do disco na objetiva do microscópio. Por trás do microscópio e acima podemos ver a câmera CCD acoplada no "beam-splitter" (divisor de feixe). O sinal do CCD é enviado à placa de aquisição instalada num PC-IMB compatível que não está sendo mostrado. A pequena caixa do lado direito do microscópio é a fonte construída para alimentar a câmera CCD. Logo abaixo dos cones do disco está uma das esferas de vidro, quase imperceptível. Para simulação da superfície da córnea foram esferas de vidro de diferentes raios de curvatura.

Numa versão anterior (Carvalho, 1996), utilizamos uma placa de captura de imagens bastante limitada (modelo RT300 da Creative Labs.), que permitia a captura de imagens somente com baixa resolução (320x240

pixels, 16 bits-colorido) e transmitia somente 15 quadros por segundo (FPS-frames per second). Portanto esta placa não permitia transferência em tempo real, a qual se caracteriza a partir de 24 FPS. Este fator limitante dificultava muito o processo de focalização das imagens. As mudanças nas imagens não eram imediatamente enviadas para a tela do monitor. Para solucionar este problema, desde o início do doutorado passamos a utilizar uma placa de aquisição mais versátil. Esta placa, como já citado, é o modelo *Meteor* da fábrica canadense *Matrox*. Ela tem características específicas para desenvolvimento e pesquisa na área de imagens. Captura imagens de alta resolução (640x480-até 32 bits-true color), com transferência em tempo real (30 FPS ou superior) e tem um custo relativamente baixo.

Utilizando o sistema mostrado na figura 3 e o "software" que implementamos para captura de imagens, fizemos alguns testes preliminares. Capturamos imagens do reflexo dos discos em várias lentes esféricas (7,06, 7,73, 8,34 e 8,91 mm. de raio). Os anéis refletidos ficaram nítidos e intensos (Figura 4), mesmo com a luz ambiente acesa. Por enquanto não testamos com



Figura 2. As várias peças que compõem parte do Disco de Plácido. **Figure 2.** The several peaces which compose the Plácido Disc.

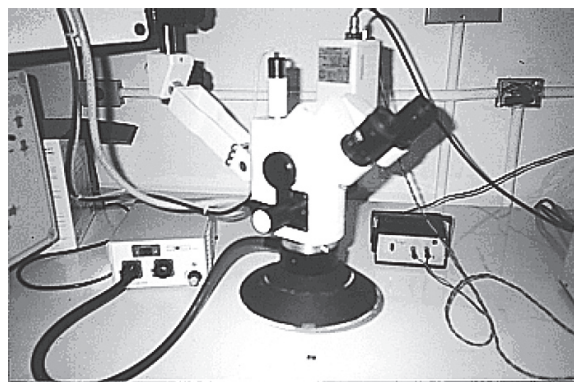


Figura 3. Sistema completo do topógrafo intracirúrgico. **Figure 3.** Complete system of the surgical topographer.

a luz do microscópio acesa. Da esquerda para direita temos esferas de raio: 7,06, 7,73, 8,34 e 8,91 mm. Observe a nitidez e o contraste dos anéis com relação ao fundo. A diferença de raio de uma esfera para outra é tão pequena que a imagem refletida parece não variar de tamanho. Mas uma pequena diferença de alguns "pixels" já faz uma grande diferença no "software", devido à escala de magnificação do microscópio (1mm corresponde a aproximadamente 40 pixels).

A diferença dos anéis (níveis de cinza claro) com relação ao fundo (níveis de cinza escuro) é bastante evidente. Isto garante um bom contorno das bordas internas e externas dos anéis. Estes fatores são fundamentais para o sucesso das próximas etapas, ou seja, para o processamento destas imagens.

Processamento de Imagens e Detecção de Bordas

A seguir apresentamos o algoritmo utilizado para processamento e detecção das bordas dos Discos de Plácido.

Em trabalhos do grupo na área de topografia não intracirúrgica, foram implementados algoritmos para detecção de bordas de vários anéis (total de 8 anéis, 16 bordas para cada semi-meridiano, 32 bordas para cada meridiano) (Carvalho *et al.*, 1996). No entanto, o Disco de Plácido utilizado é de natureza diferente. As imagens refletidas pela córnea (ou pelas esferas teste) têm características como intensidade, contraste, número de anéis e bordas, entre outros, diferentes daquelas do disco anelar intracirúrgico. Mais adiante mostramos os resultados deste novo algoritmo.

Para implementar tais mudanças foram realizados diversos testes preliminares com as imagens. O histograma (número de pixels versus intensidade de nível de cinza) das imagens indica claramente alguns fatores importantes (Figura 5). Os picos de intensidade próximas do branco (256) correspondem aos anéis e os picos próximos do preto (0) correspondem ao fundo da imagem. Analisando histogramas de várias imagens, para diferentes níveis de iluminação, pode-se chegar a valores médios dos picos correspondentes aos anéis e ao fundo. Estes valores são importantes para as modificações no algoritmo de detecção. Em seguida,

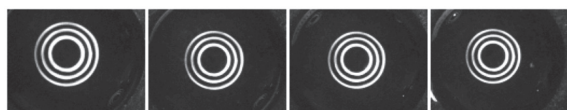


Figura 4. Imagem das quatro esferas teste.
Figure 4. Images of the four calibration spheres.

foram usados algoritmos de uso comum em processamento de imagens (Gonzales e Wintz, 1987), como binarização (transformação dos 256 níveis de cinza em 2 níveis $\frac{3}{4}$ preto e branco, detectores de bordas (como Sobel, Roberts, Gradiente). Estes algoritmos permitem uma análise preliminar das características das bordas nos anéis (Figura 6). Eles fornecem os parâmetros para otimização da detecção de borda.

Se estes algoritmos gerais e preliminares não evidenciassem as bordas, certamente teríamos que fazer mudanças no Disco de Plácido. Na Figura 6 podemos ver que as bordas ficaram bastante nítidas após a aplicação destes filtros generalizados. À esquerda temos a imagem original. Ao centro a imagem binarizada (dois níveis de cinza $\frac{3}{4}$ preto e branco) e à direita utilizamos o detector de borda Sobel (Gonzales e Wintz, 1987). Nesta imagem existem regiões onde as bordas ficaram escuras, mas isto deve-se apenas ao fato do filtro ter sido aplicado diagonalmente. Variando este ângulo, todas as regiões ficariam nítidas. Cada filtro aplicado na imagem nos fornece informações importantes. Estas informações são utilizadas para realizar as modificações no algoritmo de detecção de bordas.

Isto indicou que estávamos em condições de realizar a detecção de bordas com nosso algoritmo. A seguir descrevemos como funciona este algoritmo e em seguida mostramos os resultados para as imagens.

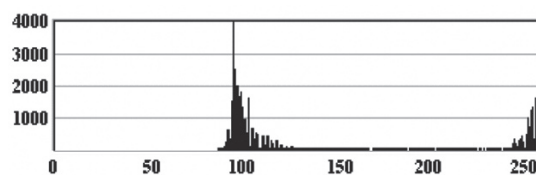


Figura 5. Histograma de uma das imagens digitalizadas pelo sistema. No eixo horizontal (x) temos o nível de cinza e no eixo vertical (y) o número de pixels para cada nível de cinza. **Figure 5.** Histogram of one of the images digitized by the system. In the horizontal axis (x) we have the gray level intensity and in the horizontal axis (x) we have the total number of pixels for each gray level.



Figura 6. Exemplo de alguns processamentos preliminares para análise das bordas. **Figure 6.** Example of some previous processing for edge analysis.

No momento de implementar um algoritmo específico para detecção de bordas, duas questões são essenciais: (1) quais os dados extraídos das imagens que são utilizados pelos modelos matemáticos da topografia da córnea; (2) qual a velocidade de processamento necessária? No caso da primeira questão, como veremos mais adiante, a maioria dos modelos matemáticos utiliza os valores das bordas da seguinte maneira: partindo-se da região central “varre-se” a imagem radialmente para 360 graus, de 1 em 1 grau. Para cada ângulo calcula-se a distância radial da borda até o centro. Sendo assim, para cada ângulo temos um conjunto de 6 distâncias de borda. Estas distâncias são armazenadas numa matriz bidimensional (ângulo X anel) e depois inseridas nos algoritmos dos modelos matemáticos de topografia. No caso da segunda questão, para instrumentos de topografia as medidas têm que ser rápidas, especialmente as intracirúrgicas. Durante a cirurgia o médico está ocupado com diversos instrumentos. Não seria conveniente que ficasse esperando o resultado da topografia. O processamento tem que ser extremamente rápido, na ordem de segundos.

Na Figura 7 temos uma imagem capturada num instrumento não intracirúrgico. Inicialmente são realizadas duas varreduras, uma no eixo x (horizontal) e outra no eixo y (vertical), passando pela região central da córnea. Assim, determina-se um ponto dentro do anel central. A partir deste ponto e da borda interna deste primeiro anel, determina-se o centro geométrico desta primeira borda. Este será o ponto de referência no momento de se calcular as distâncias radiais para cada borda.

O princípio básico da detecção das bordas pode ser visto na Figura 8. Partindo do ponto central de referência, “varre-se” a imagem radialmente para cada um dos 360 ângulos e para cada meridiano plota-se um gráfico de intensidade de cinza versus posição.

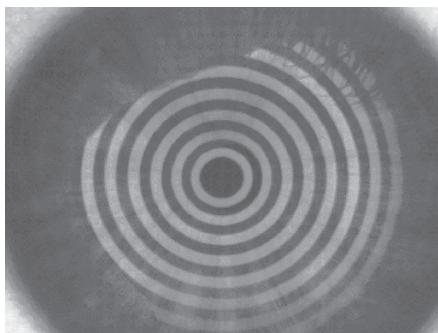


Figura 7. Imagem do reflexo dos anéis de Placido para um sistema convencional (não intra-cirúrgico).
Figure 7. Image of the Placido Discs for a non-surgical system.

Para a determinação das bordas dos anéis, calcula-se a derivada ponto a ponto neste gráfico. Entretanto, para evitar a presença de ruídos faz-se uma suavização dos pontos, de acordo com a equação:

$$I(dist) = 0.5 * I(dist) + 0.25 * (I(dist + 1) + I(dist - 1)) \quad (01)$$

onde $I(dist)$ corresponde à intensidade do ponto de distância $dist$.

Para melhor expor a metodologia, na Figura 9 apresentamos a detecção do contorno dos anéis. A linha 1, mais brilhante, mostra as derivadas positivas e a linha 2, interna e mais escura, as derivadas negativas.

Após a modularização da derivada, aplica-se um “threshold” (limiar) para limitar a quantidade de dados e evitar ruídos. No sinal “Anéis” temos o perfil do nível de cinza para um dos meridianos (análogo ao da figura 8, mas com suavização). No sinal “Derivação” temos o módulo da derivada ao longo do perfil. Na linha “Threshold” temos o limiar, ou seja, o nível de cinza que vamos considerar para as bordas. A intersecção entre a linha de “Threshold” e o sinal da “Derivação” fornece todos os pontos de borda para o meridiano.

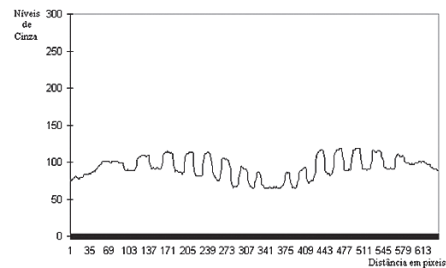


Figura 8. Perfil de intensidades de níveis de cinza para um corte transversal da região central da córnea.
Figure 8. Gray level intensity profile for a transversal cut of the central cornea.

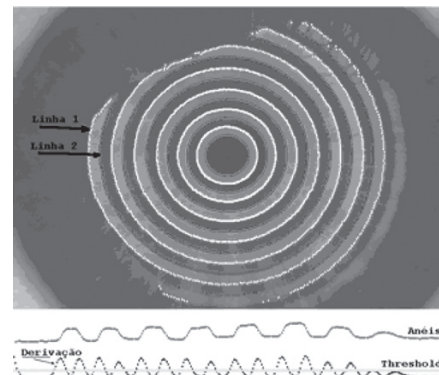


Figura 9. Detecção de bordas usando a derivada do nível de cinza.
Figure 9. Edge detection using the derivative of the gray level intensity.

Assim obtém-se a localização das bordas dos anéis com maior precisão.

Aplicamos esta mesma metodologia nas imagens obtidas com o Disco de Plácido intracirúrgico, com algumas variações no algoritmo. Os resultado para a esfera de raio 8.91 mm pode ser visto na Figura 10.

Modelos Matemáticos da Topografia da Córnea

Muitos estudos da topografia da córnea tem sido feitos por diversos pesquisadores (Mandell e Helen, 1971; Doss *et al.*, 1981; Wang *et al.*, 1989; Mammone *et al.*, 1990; van Saarloos e Constable, 1991; Mandell, 1992; Halstead *et al.*, 1995a; b). 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, faremos uma breve explicação dos modelos que foram estudados. Alguns foram estudados e implementados durante o período de mestrado; outros foram estudados recentemente. Através destes estudos pudemos escolher o método mais interessantes de se aplicar no atual projeto, o qual está atualmente em implementação.

Modelo do Espelho Convexo Esférico

Um dos primeiros métodos, e também o mais simplificado deles, considera a superfície anterior da córnea como sendo esférica e especular, ou seja, comportando-se como um espelho convexo esférico. Trata-se do princípio de von Helmholtz (2005) e aplica-se com maior frequência a instrumentos como o ceratômetro ou discos de apenas um anel. Da óptica geométrica

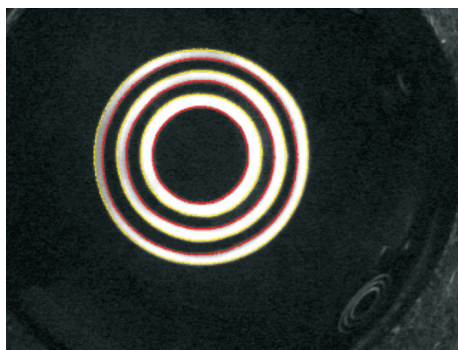


Figura 10. Resultado do algoritmo para detecção de bordas para a esfera de 8,91 mm de raio.
Figure 10. Result of the algorithm for edge detection for the 8.91 mm sphere.

elementar, sabe-se muito bem como se comportam os raios incidentes numa superfície com estas características e pode-se calcular, fazendo-se algumas aproximações, o raio de curvatura. Sabendo-se que para um espelho esférico $f = R/2$, obtivemos a seguinte expressão:

$$R = 2f = \frac{2Sh^2 + 2hH\sqrt{S^2 + H^2 - h^2}}{(H^2 - h^2)} \quad (02)$$

onde H é a altura do ponto objeto no Disco de Plácido, h é a altura da imagem deste objeto, formada atrás da córnea, e S é a distância do ponto central do cone até o ápice da córnea. Após este modelo simplificado, o que tem sido feito com frequência são desenvolvimentos de modelos matemáticos para vários Discos de Plácido. Nestes modelos, tenta-se achar curvas algébricas que possam se aproximar do contorno da córnea. Os primeiros modelos consideravam que os contornos poderiam ser aproximados por semicircunferências. Isto significa que se fizéssemos cortes na córnea com planos que contivessem o eixo óptico, poderíamos traçar segmentos circulares que aproximassem 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 com poucas irregularidades. Quando caminha-se em direção à periferia os erros ficam maiores. Descobriu-se que a maior parte das córneas tende a achatarse na periferia (Mandell e Helen, 1971). Outros modelos matemáticos foram desenvolvidos para tentar levar este achatamento em consideração, originando a idéia de se aproximar o contorno por elipses (Mammone *et al.*, 1990). Através do ajuste da excentricidade e do raio apical das elipses, tenta-se achar a melhor elipse para cada semi-meridiano. Obtidas as melhores curvas calcula-se a dioptria associada a cada ponto.

Um dos problemas do modelo elíptico surge quando aplicado a córneas com grandes curvaturas localizadas, cujo caso mais típico é o ceratocone. A Figura 11 ilustra o que acontece. Como pode ser visto pelo contorno azul, a elipse não consegue acompanhar o “cone” local que existe na córnea com ceratocone (contorno vermelho). Portanto a aplicação deste modelo em qualquer córnea que não tenha contornos suaves acarretará em erros que podem chegar a várias dioptrias. Num trabalho recente de nosso laboratório (Carvalho *et al.*, 1998), na área de topografia não intracirúrgica, implementamos

o modelo elíptico sugerido por Mammone *et al.* (1990) e comprovamos a ineficiência deste método para córneas com ceratocone.

Modelo com Utilização de Parâmetros de Esferas de Calibração (ou modelo Axial)

Outro método para calcular a curvatura baseia-se em esferas de calibração (em parte descrito por Halstead *et al.*, 1995a, b). O princípio de funcionamento é basicamente o seguinte: várias esferas de vidro (normalmente são quatro) de raios muito bem conhecidos (no nosso sistema foram usadas as mesmas esferas mostradas na Figura 4, cuja precisão de fabricação é de 0,005 mm no raio de curvatura) são colocadas em um suporte e as

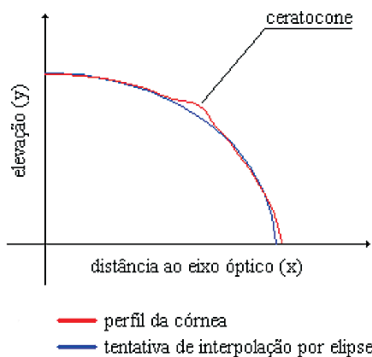


Figura 11. A elipse consegue descrever somente o contorno de córneas que tenham curvaturas muito suaves.

Figure 11. The ellipse can describe only smooth corneal profiles.

bordas das imagens são processadas e armazenadas no computador. Quando se quer medir uma córnea, os parâmetros da imagem desta córnea são comparados com aqueles das esferas e o raio de curvatura de cada ponto da córnea é calculado. Em termos gerais, é como se a cada ponto sobre um anel na imagem refletida pela córnea correspondesse uma esfera cujo valor do raio deve estar entre o menor e maior raio das esferas de calibração. O algoritmo para este método, muitas vezes chamado de *modelo axial*, é apresentado a seguir:

Algoritmo. Considere um conjunto $\{S_k : k = 1...n\}$, de n esferas de calibração com raio $R_k, K = 1...n$, 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 $p_i^j, i = 1...360, j = 1...16$ 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:

Da equação válida para o modelo esférico com aproximação:

$$R = \frac{2S}{H} h \tag{3}$$

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

$$h_i^j = (1-\alpha)c_l^j + \alpha.c_{l+1}^j \tag{4}$$

Dado que o R na equação (3) é equivalente ao r_i^j do algoritmo, podemos escrevê-la como:

$$r_i^j = \frac{2S}{H} h_i^j \tag{5}$$

e, segundo a definição de c_l^j e c_k^j podemos também escrever

$$R_l = \frac{2S}{H} c_l^j \tag{6}$$

$$R_{l+1} = \frac{2S}{H} c_{l+1}^j \tag{7}$$

isolando c_l^j, c_{l+1}^j e h_i^j das equações acima e substituindo em (4) obtemos

$$r_i^j = (1-\alpha)R_l + \alpha.R_{l+1} \tag{8}$$

que é exatamente a equação exposta no algoritmo.

Uma das críticas que se faz a este modelo é a sua imprecisão para medir córneas numa região de diâmetro maior que 6 mm (Halstead *et al.*, 1995a). Apesar deste problema, acreditamos que, dos modelos estudados, seria este o mais interessante de se implementar. O motivo disto é o fato de que nosso sistema permite a análise de regiões centrais de não mais que 6 mm em diâmetro. Nestas regiões este modelo aplica-se bem para a maioria das córneas. Além disso, baseado no algoritmo deste modelo, sabe-se que o custo computacional é pequeno. Isto significa que seria possível obter mapas topográficos durante a cirurgia na ordem

de segundos. Como mencionado anteriormente, este é um fator crítico durante a cirurgia. Vamos mostrar na seção seguinte os resultados obtidos com o modelo *Axial*. Acreditamos que, com os resultados obtidos até o momento, o médico poderá utilizar este aparelho durante vários tipos de cirurgia como catarata, transplante de córnea, entre outras. A seguir apresentamos os resultados para 10 córneas *in vivo*.

Resultados

O instrumento foi originalmente testado em inúmeras superfícies esféricas (total de 12) diferentes daquelas usadas para calibração (raio variando entre 6,78 e 8,80 mm). Como esperado, quase todos os mapas coloridos foram impressos com valores de curvatura aproximadamente constantes. O desvio médio para raio foi de 0,02 mm e 0,12 D para dioptria, resultado mais preciso que ceratômetros convencionais (Bicas, 1967).

Depois destes testes em superfícies artificiais, medidas preliminares foram realizadas em 10 córneas saudáveis de 5 voluntários adultos (2 mulheres e 3 homens, idades entre 22 e 45 anos). Para comparação as mesmas córneas foram medidas em um topógrafo de córnea comercial *EyeSys* com exibição colorida do mapa axial. Foi implementado um algoritmo computadorizado para ler e comparar os dados do topógrafo *EyeSys* com os dados do nosso sistema. Usando uma régua (graduações de 10^2 cm) foi determinado o fator de escala do instrumento (pixels/mm) e também o do topógrafo *EyeSys*. Pudemos então determinar precisamente qual região nos mapas topográficos corresponde às nossas medidas e então comparar os valores ponto-a-ponto. Na Figura 12 mostramos dois casos para comparação qualitativa dos resultados.

Para o caso de astigmatismo (A, B), notamos que o posicionamento correto da cabeça do paciente é extremamente importante para obtenção precisa de valores para eixos astigmáticos. Há uma sutil diferença com relação ao eixo obtido no *EyeSys* (a) devido ao posicionamento levemente inclinado do paciente na maca. Também notamos que, pelo fato de nosso sistema de Discos de Plácido não ter miras centrais (uma limitação imposta pelo diâmetro da lente objetiva do microscópio), a porção central do nosso mapa (aproximadamente 1,5 mm de diâmetro) tem cor constante (não mostra o padrão “ampulheta”) quando comparado com o mapa do *EyeSys*; (C) e (D) Um voluntário com ceratocone. Editamos manualmente um círculo preto no mapa do *EyeSys* (C) para designar a área correspondente mapeada em nosso sistema. Notamos em nosso exame (D) que o a região do ceratocone foi detectada mas não

totalmente, e isto é devido à nossa limitação ao valor de 7 mm de diâmetro da região mapeada, menor que a região mapeada pelo *EyeSys* (9-11 mm). Devemos notar as similaridades visuais nas formas e similaridades quantitativas nos valores das dioptrias indicadas nas escalas laterais.

Resultados quantitativos foram os seguintes (observação: todos os desvios dos nossos dados foram calculados em relação às medições realizadas no *EyeSys*): desvio médio em raio de curvatura para todos os exames foi menor que ou igual a 0,05 mm para 8 dos casos. Desvios no astigmatismo corneano foram menores que ou igual a 0,18 D para 7 dos casos. Para o eixo cilíndrico o desvio foi menor que ou igual a 5 graus para 6 dos casos. O tempo médio para cada exame foi de 14,3 s, incluindo processamento de imagem e geração do mapa. Gráficos de curvatura *versus* ângulo polar para uma distância radial específica também foram implementados, mas não são mostrados aqui por uma questão de brevidade.

Discussão

Foi descrito aqui o desenvolvimento de um novo instrumento, o qual pode ser chamado de *VC cirúrgico*. Testes preliminares em córneas saudáveis indicaram que o instrumento teve alta reprodutibilidade e alta precisão quando comparado ao sistema importado para uso fora da cirurgia (da empresa americana *EyeSys*).

A fase de processamento de imagem é rápida e eficiente pois é baseada na simetria polar e bom contraste

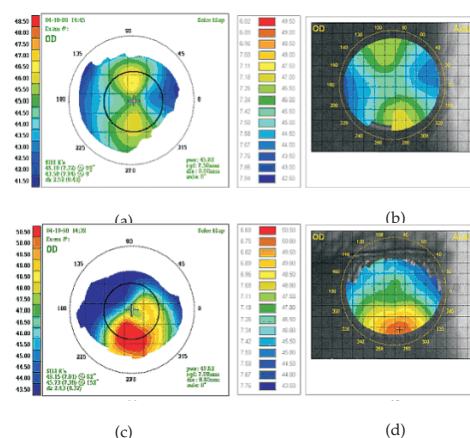


Figura 12. (A, B): Comparação de mapas coloridos para um astigmatismo a favor da regra e (C, D) um paciente com ceratocone. **Figure 12.** (A, B) Comparison of color maps for astigmatism with the rule and (C, D) a patient with keratoconus.

dos Discos de Plácido. Só é necessário pressionar o botão do mouse e esperar aproximadamente 4s, quando não consideramos a fase de processamento do mapas de poder dióptrico. Outros sistemas requerem inúmeros "clicks" (Igarashi, 1995). O sistema também é de fácil manutenção e instalação e pode também trabalhar conectado a um Notebook, desde que o hardware usado seja compatível, o que permite o fácil transporte do aparelho para diferentes salas de cirurgia.

Topografia da córnea em tempo real durante a cirurgia em diversas condições clínicas devem ser realizadas para averiguar a eficácia deste aparelho em diferentes condições. As análises feitas aqui mostram que para córneas com médio e baixo nível de distorção o aparelho permite resultados bastante precisos. Estudos em campo poderão analisar seu potencial na diminuição de astigmatismos pós-cirúrgicos induzido por diferentes cirurgias, como extração extra-capsular da catarata e ceratoplastias. Deve ser dito que existem novas técnicas para cirurgia de catarata (faco-emulsificação) onde são necessárias somente pequenas incisões causando pouca distorção, mas em vários países em desenvolvimento a extração extra-capsular da catarata e ocasionalmente extração intra-capsular ainda são usadas. Devemos observar que existem casos de transplante de córnea onde a córnea se torna tão distorcida que os Discos de Plácido são virtualmente impossíveis de serem analisados, e o VC Cirúrgico pode ser inapropriado para estes casos.

Inúmeras aplicações possíveis incluem cirurgias com Anéis de Ferrara (Siganos et al., 2002), com anéis da empresa Keravision (INTACTS) (Burris et al., 1997), mini ceratotomia radial, traumas, etc., tornando possível determinar mais precisamente o contorno da córnea. Aplicações futuras incluem cirurgia refrativa auxiliada pela topografia com controle intraoperatório da ciclotorção do olho e padrões de ablação irregulares.

Agradecimentos

Essa pesquisa foi parcialmente financiada pela Fundação de Amparo à Pesquisa de São Paulo (FAPESP), processo número 01/03132-8.

Referências

Amoils, S.P. (1986), "Intraoperative keratometry with the oval comparator (Astigmometer)", *British Journal of Ophthalmology*, v. 70, n. 9, p. 708-711.

Bicas, H. E. A. (1967), *Sobre um Novo Princípio de Ceratometria (e da sua Aplicação através de um Instrumento Servindo também a outras Finalidades, adaptável aos Biomicroscópios)*, Departamento de Oftalmologia, EMRP-USP, Ribeirão Preto.

Burris, T.E., Holmes-Higgin, D.K., Silvestrini, T.A., Scholl, J.A., Proudfoot, B.S., Baker, P.C. (1997), "Corneal asphericity

in eye bank eyes implanted with the intrastromal corneal ring", *Journal of Refractive Surgery*, v. 13, n. 6, p. 556-567.

Carvalho, L.A.V. (1996), *Desenvolvimento de um Instrumento Computadorizado para Medida da Curvatura da Córnea Durante o Ato Cirúrgico*, Tese apresentada ao IFSC-USP para obtenção do título de mestre em Física Aplicada, São Carlos.

Carvalho, L.A., Silva, E.P., Santos, L.E.R., Tonissi, S.A., Romão, A.C., Castro, J.C. (1996), "Detecção de Bordas de Imagens Refletidas pela Superfície Anterior da Córnea", In: *Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, Campos de Jordão.

Carvalho, L.A.V.; Tonissi, S.A.; Romão, A.C.; Santos, L.E.; Yasuoka, F.; Oliveira, A.C.; Schor, P.; Chamon, W.; Castro, J.C. (1998), "Desenvolvimento de um instrumento computadorizado para medida do poder refrativo da córnea (Videoceratógrafo)", *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia*, v. 61, n. 6.

Doss, J.D., Hutson, R.L., Rowsey, J., Brown, R. (1981), "Method for calculation of corneal profile and power distribution", *Archives of Ophthalmology*, v. 99, n. 7, p. 1261-1265.

Gonzales, R.C., Wintz, P. (1987), *Digital Image Processing*, Reading: Addison-Wesley.

Halstead, Mark A.; Barsky, Brian A.; Klein, Stanley A.; Mandell, Robert B. (1995) "Geometric Modeling of the Cornea Using Videokeratography", in: aelhen, Morton; Lyche, Tom; and Schumaker, Larry L., editors, In: *Mathematical Methods for Curves and Surfaces*, Eds.: M. Aelhen, T. Lyche, L.L. Schumaker, Nashville: Vanderbilt University Press, 1995, p. 213-223.

Halstead, M.A., Barsky, B.A., Klein, S.A., Mandell, R.B. (1995b), "A spline surface algorithm for reconstruction of corneal topography from a videokeratographic reflection pattern". *Optometry and Vision Science*, v. 72, n. 11, p. 821-827.

Igarashi, H., Kojima, M., Igarashi, S., Yoshida, A., Cheng, H.M. (1995), "A simple and effective video keratometric system", *Acta Ophthalmologica Scandinavica*, v. 73, n. 4, p. 336-339.

Mammone, R.J., Gersten, M., Gormley, D.J., Koplin, R.S., Lubkin, V.L. (1990), "3-D corneal modeling system", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 37, n. 1, p. 66-72.

Mandell, R.B., St Helen, R. (1971), "Mathematical-model of the corneal contour", *British Journal of Physiological Optics*, v. 26, n. 3, p. 183-197.

Mandell, R.B. (1992), "The enigma of the corneal contour", *CLAO (Contact Lens Association) Journal*, v. 18, p. 267-273.

Siganos, D., Ferrara, P., Chatzinikolas, K., Bessis, N., Papatsergiou, G. (2002), "Ferrara intrastromal corneal rings for the correction of keratoconus", *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, v. 28, n. 11, p. 1947-1951.

Troutman, R.C., Buzard, K.A. (1992), *Corneal Astigmatism*, St. Louis: Mosby Year Book.

Troutman, R.C., Kelly, S., Kaye, D., Clahane, A.C. (1977), "The use and preliminary results of the Troutman Surgical Keratometer in cataract and corneal surgery", *Transactions American Academy of Ophthalmology and Otorarygology*, v. 83, n. 2, p. 232-238

Troutman, R.C. (1987), "Surgical keratometer in the manage-

- ment of astigmatism in keratoplasty", *Annals of Ophthalmology*, v. 19, n. 12, p. 473-474.
- van Saarloos, P.P., Constable, I.J. (1991), "Improved Method for Calculation of Corneal Topography for Any Photokeratoscope Geometry", *Optometry and Vision Science*, v. 68, n. 12, p. 960-965.
- von Helmholtz, H. (2005), *Treatise on Physiological Optics*, 3rd. Ed., v. 1, Dover: Dover Publications (re-edited 2005).
- Wang, J., Rice, D.A., Klyce, S.D. (1989), "A new reconstruction algorithm for improvement of corneal topographical analysis", *Refractive and Corneal Surgery*, v. 5, p. 379-387.

