Revista Brasileira de Engenharia Biomédica,
v. 17, n. 3, p. 113-122, set/dez 2001
© SBEB - Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica
ISSN 1517-3151

Artigo Original
recebido: 26/03/2001 e aceito em 10/12/2001

Processamento digital de imagens refletidas pelo filme lacrimal da superfície anterior da córnea

Digital processing of images reflected from the lachrymal film of the anterior corneal surface

Luis Alberto Carvalho
Marcos Stefani
Antonio C. Romão
Silvio A. Tonissi
Jarbas C. Castro
IFSC - Instituto de Física de São Carlos
Grupo de Óptica
Av. Trabalhador Sãocarlense, 400
Caixa Postal 369 - CEP: 13560-970
São Carlos - SP
e-mail: lavcf@if.sc.usp.br

Resumo
Neste trabalho foi implementado um algoritmo para processamento de imagens refletidas pela fina lâmina lacrimal da superfície anterior da córnea humana. Este processamento é uma importante etapa em instrumentos oftálmicos para análise da topografia da córnea. Um anteparo em forma de cone, com discos concêntricos pintados em sua superfície, é posicionado diante da córnea do paciente. A córnea neste caso comporta-se como um espelho convexo esférico. Os raios de luz provindos do anteparo geram uma imagem virtual localizada atrás da córnea. Atrás do cone e alinhado com o eixo deste existe um sistema óptico de aumento e uma câmera CCD. A imagem virtual é ampliada e focalizada na matriz deste CCD, cujo sinal é enviado a uma placa de aquisição de imagens ("frame-grabber") instalada em um IBM-PC compatível. As imagens digitalizadas contêm as informações essenciais para que as curvaturas sobre a superfície possam ser calculadas. Nosso algoritmo se mostrou bastante satisfatório na tarefa de extração de bordas destas imagens, e permitiu o mapeamento das curvaturas destas córneas, até mesmo para olhos bastante claros ou córneas irregulares. O desvio médio para superfícies teste foi de 50 mm (0,02 pixels), 95 mm (0,04 pixels) para olhos claros, e 72 mm (0,03 pixels) para olhos escuros. Os resultados deste algoritmo foram satisfatórios para todas as superfícies teste e para córneas *in vivo* sob condições adversas de iluminação.
Palavras Chave: Catarata, Cirurgia ocular, Córnea, Processamento de Imagens, Topografia de córnea.

Abstract
In this work we have implemented algorithms for digital processing of images reflected from the thin lachrymal layer of the anterior portion of the cornea. This algorithm is an important phase in ophthalmic instrumentation for analysis of corneal surface. A conic pattern with concentric rings painted on its surface is positioned in front of the cornea. The cornea reflects light as if it were a spherical convex mirror. The light pattern generates a virtual image behind the cornea. Behind the cone and aligned with its axis there is an amplifying optical system and a CCD camera. The virtual image is amplified and focused on the CCD's matrix. The CCD's signal is sent to a frame grabber installed on an IBM-compatible computer. The digitized images contain the essential information for curvature calculation over the surface. Our algorithm has shown to be successful in the task of finding borders, and has allowed curvature mapping of many corneas, even for bright colored eyes and irregular corneal surfaces. Mean deviation for test surfaces was 50 mm (0,02 pixels), 95 mm (0,04 pixels) for bright eyes and 72 mm (0,03 pixels) for dark eyes. Results presented here were satisfactory for all test surfaces and for in vivo corneas under adverse illumination conditions.
Keywords*: Cataract surgery, Cornea, Corneal topography, Image processing*

Extended Abstract

Introduction

In this work we present a novel approach for ophthalmic image processing with a specific application in corneal topography. We have implemented algorithms for digital processing of images reflected from the thin lachrymal layer of the anterior portion of the cornea. This algorithm is an important phase in ophthalmic instrumentation for analysis of corneal surface.

Methods

A conic pattern with concentric rings painted in black and white is positioned in front of the cornea. The cornea's lachrymal layer reflects light as if it were a convex mirror. The virtual image generated behind the cornea is a pattern of approximately concentric discs. The shape of these discs is related to the shape of the corneal surface through a mathematical inverse problem. Behind the cone and aligned with its axis there is an amplifying optical system and a CCD camera, where the virtual image is focused.

The hardware used in this project includes a CCD camera model WV-BL202 (Panasonic), a frame grabber model Meteor II (Matrox) with transfer rate up to 45 Mbytes/s, and the software for frame grabber programming MIL light (Matrox Imaging Library) with high-level access functions in C.

The MIL package functions are very powerful and allow a complete manipulation of the digitized images. The image signal from the camera is sent to a frame grabber installed on a personal computer (Dell Computer Corporation) with the following configuration: Pentium processor with a 133 MHz clock, 32 MBytes of RAM, Microsoft Windows 95 operating system, and a 17" color monitor (View Sonic Corporation). The digitized images have a resolution of 640x480 pixels, 8 bit per pixel (256 levels of gray) and contain the essential information for curvature calculation over the corneal surface.

After several attempts using conventional two-dimensional filters and techniques, we developed a specific approach for the edge detection problem. Since most disc images have a polar symmetry, because of the almost spherical shape of human corneas, we scanned the images from the central point towards the outer region, for 360 different angles. Therefore we transformed a two-dimensional problem of processing a 640x480 pixels plane image into a one-dimensional problem of processing 360 linear signals. As we expected results were much more satisfactory when this later approach was undertaken.

Results

Preliminary measurements were undertaken on artificial spheres manufactured at the Optics Shop at the IFSC-USP. This was an important test before in-vivo measurements given that polished surfaces have very little changes in surface curvature; therefore the algorithm should work perfectly on these spheres before being tested in human eyes. Spheres of four different radius of curvature (7.73, 8.06, 8.34, and 8.91 mm) were manufactured with refraction indexes close to those of the human cornea (~1.37). A mechanical support was also built to correctly positioning the spheres in front of the disc source. Three images of each sphere were digitized, in adverse conditions of ambient luminosity. Mean standard deviation for different luminosity was 0.02 pixels, which corresponds to only 50 μm, a sufficiently precise measure to guarantee optimal corneal surface calculations. Since the algorithm was working satisfactorily in artificial surfaces we decided to proceed in-vivo measurements using a set of 50 corneas of different sizes. For each cornea 3 images were digitized with 3 different levels of ambient luminosity. The total number of points analyzed for each cornea was 17.280. Mean standard deviation, as expected, was a little greater for bright colored eyes (0.04 pixels/95 μm), intermediate for medium colored eyes (0.03 pixels/72 μm) and mainly equal to the deviation in spheres for the dark eyes (0.02 pixels/50 μm). This precision is good enough to guarantee the reproducibility of the corneal shape measurements

Discussion

There are some limitations to the algorithm that still have to be considered, such as: non interpolation of regions with shadows of the nose and eyelids; digitalization in adverse conditions; peripheral detection problems for very bright eyes; and interlacing edges when these were too close. Nevertheless results were satisfactory for all tests, including surfaces and corneas in adverse luminosity conditions.

Introdução

Histórico

O interesse por modelos para descrição da superfície da córnea data mais de 150 anos (Schanzlin, 1991). Desde estes tempos já se sabia da importância da contribuição da córnea no poder total de refração do olho (Tabela 1). Embora os valores para a córnea, humor aquoso e etc,. sejam bastante parecidos, é na interface ar-córnea que ocorre a maior refração dos raios de luz (aproximadamente 75% da refração total), devido a diferença do índice de refração entre estes meios. A característica de reflexão especular da fina camada de lágrima sobre a superfície permite o posicionamento de anteparos diante da córnea para que os reflexos sejam analisados. Foram testados vários formatos e padrões de anteparos, alguns com grades pintadas em branco num fundo escuro. Outros com discos concêntricos, ou linhas. Através da análise subjetiva destes reflexos o observador poderia inferir se a superfície estava regular, irregular, ou se continha outras deformações como astigmatismo.

Tabela 1. Índice de refração das várias partes do olho.
Table 1. *Refractive index of several components of the eye.*

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

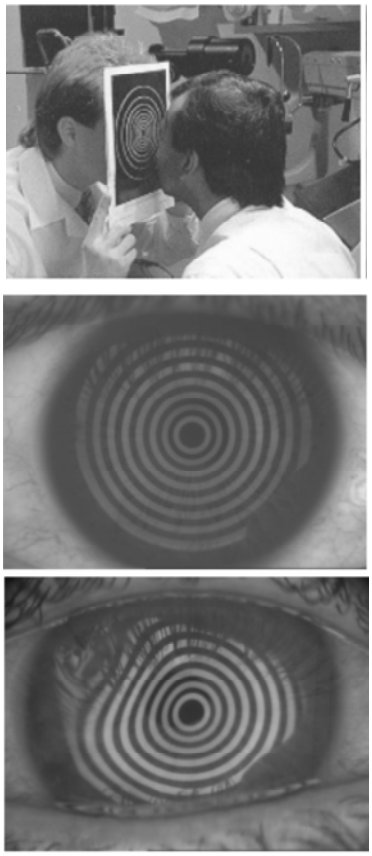


Figura 1. (**a**) Método subjetivo inventado por Plácido (1880); (**b**) uma córnea aproximadamente regular; (**c**) uma córnea bastante distorcida. ***Figure 1.*** *(**a**) Subjective method invented by Placido (1880); (**b**) an approximately regular cornea; (**c**) a distorted cornea.*

Em 1880, o português A. Plácido (Plácido, 1880) desenvolveu um sistema que está em uso até os dias de hoje. O anteparo era uma cartolina preta com discos brancos concêntricos pintados na superfície. Havia um pequeno furo ao centro por onde o observador poderia analisar os reflexos da córnea do paciente (Figura 1a). Este sistema melhorou bastante o processo de alinhamento, pois bastava o paciente fixar a vista ao centro do anteparo para que este estivesse alinhado com o eixo óptico ocular. Se o padrão da imagem virtual formada fosse o de discos aproximadamente circulares e concêntricos, a córnea poderia ser interpretada como aproximadamente esférica (Figura 1b); do contrário, a topografia seria de uma superfície distorcida (Figura 1c).

O método de Plácido aumentou a qualidade dos exames, pois era um dispositivo simples de se alinhar. No entanto, a falta de magnificação dificultava bastante o processo de análise dos discos. O reflexo do maior disco tinha aproximadamente 8 mm de diâmetro numa córnea de 7,8 mm de raio médio. Os discos internos ficavam menores ainda e bem pouco espaçados, dificultando até mesmo a identificação dos mesmos.

A necessidade de um sistema de magnificação começou a ser resolvida por E. Javal ao final da década de 1880 (Lê Grand, 1980). Utilizando o princípio dos discos de Plácido, Javal desenvolveu um instrumento com sistema telescópico na ocular, permitindo uma magnificação das imagens refletidas pela córnea. A. Gullstrand (Lê Grand, 1980), consciente das possibilidades sugeridas por Javal, foi o primeiro anexar uma máquina fotográfica a este instrumento, chamadas de ceratografias. As ceratografias eram utilizadas para análise da topografia da córnea com maior precisão. Sabendo-se o grau de magnificação era possível realizar medidas nas fotos e saber o valor correspondente

em milímetros. Discos muito próximos uns dos outros significavam altas curvaturas, e discos espaçados significavam curvaturas menores.

Na década de 1920 foram feitas várias tentativas de quantificação das ceratografias. No final da década de 1940 e no começo dos anos 50, ceratografias de córneas eram comparadas com ceratografias de superfícies esféricas de raio conhecido. Discos na ceratografia da córnea distando do centro o mesmo que discos da ceratografia da esfera tinham o mesmo raio de curvatura da esfera. Repetindo este processo para cada disco e comparando com as várias esferas obtinham-se os raios de curvatura para vários pontos da córnea.

As repetidas tentativas de desenvolvimento de métodos quantitativos mais eficientes que permitissem medidas mais confortáveis para o paciente e mais práticas e objetivas para o oftalmologista deram origem a uma série de instrumentos, hoje generalizados pelo nome de *Fotoceratoscópio*. Vários instrumentos deste tipo foram desenvolvidos e testados nas últimas décadas (Knoll, 1957; Mandell, 1969), cada um com algumas vantagens em relação ao outro. O princípio óptico do Fotoceratoscópio pode ser visto na Figura 2.

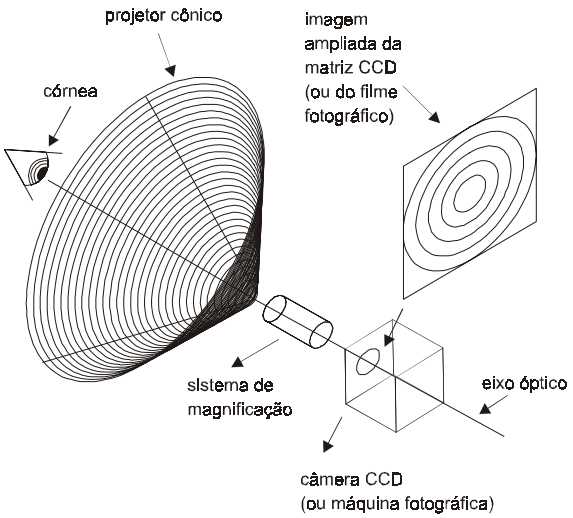


Figura 2. Sistema óptico da Fotoceratoscópio, mais tarde também utilizado pelos modernos topógrafos de córnea. A imagem virtual dos anéis passa por um sistema de magnificação cuja imagem é formada sobre uma matriz CCD. ***Figure 2.*** *Optical system of the Photokeratoscope, latter also used by the modern corneal topographers. The virtual image of the rings is magnified and focused at a CCD plane behind the Placido Discs.*

Motivação: os atuais métodos de exame da topografia da córnea

Embora mais preciso que os convencionais ceratoscópios, o Fotoceratoscópio era um instrumento limitado. As análises das imagens, desde a revelação até a determinação das distâncias de borda dos discos, levavam dias, às vezes semanas para serem concluídas. Com uma régua e um compasso mediam-se as distâncias de borda (distância radial a partir do ponto central da imagem até cada fronteira entre regiões de transição escrura-clara e clara-escura para cada disco de Plácido) para centenas de pontos no plano da fotografia. Estas distâncias eram inseridas em fórmulas matemáticas para o cálculo da curvatura. Todo este processo era manual e o diagnóstico completo bastante demorado. Além disso, não havia uma maneira prática de apresentar resultados. Uma folha, com centenas de valores de raio de curvatura pontuais, tornava-se bastante difícil de analisar.

Com a evolução dos "Personal Computers" (PC) a partir da década de 80, a possibilidade de análises da topografia da córnea com auxílio de instrumentos computadorizados começou a tornar-se uma realidade. Uma série de benefícios seria possível. A medida poderia ser realizada para um maior número de pontos (ao invés de centenas seriam milhares), com maior rapidez e não dependeriam da habilidade do oftalmologista. As imagens seriam digitalizadas quase instantaneamente por uma placa de aquisição, evitando o demorado processo de revelação de filmes. Milhares de distâncias sobre as imagens seriam calculadas em poucos segundos através do processamento de imagens. A disposição da curvatura em milhares de pontos sobre a córnea poderia ser feita na tela do computador, facilitando o diagnóstico.

Além do advento dos micro-computadores, outros fatores favoreciam o desenvolvimento de instrumentos dessa natureza. O crescente desenvolvimento de técnicas de cirurgias refrativas necessitava de sistemas que pudessem avaliar o sucesso das cirurgias, com análises precisas pré e pós-cirúrgicas. A estes novos instrumentos computadorizados deu-se o nome generalizado de *Topógrafos de Córnea* (Figura 3). O trabalho aqui apresentado é parte de um projeto maior, que visa o desenvolvimento do primeiro Topógrafo de Córnea nacional (Paranaguá, 1996; Carvalho, 1998; Carvalho, 1999a), possibilitando pesquisas de novos modelos matemáticos para descrição da superfície da córnea, modelos de funcionamento do olho humano, dentre outros.

Figura 3. Primeiro Topógrafo de Córnea desenvolvido com tecnologia totalmente nacional, no Instituto de Física de São Carlos-USP. ***Figure 3.*** *First Corneal Topographer developed entirely with Brazilian technology, at the Instituto de Física de São Carlos - USP.*

Objetivos do algoritmo

O processamento de imagens nesta aplicação específica não é um fator isolado e nem o objetivo principal. É mais uma etapa dentro de uma seqüência de tarefas bem determinadas que o instrumento deve realizar. Como etapa do exame de um instrumento de natureza médica, normalmente deverá ser efetuada num tempo viável, para que ambos os olhos do paciente possam ser medidos e outros pacientes possam ser examinados em um intervalo na ordem de alguns minutos. O principal objetivo é encontrar eficientemente as distâncias de borda para a parte interna e externa de cada disco na imagem (Figura 1b e 1c), podendo ser classificado como uma etapa de segmentação dentro das diversas classificações em processamento de imagens. Deve, portanto, ter duas características principais: (1) Rapidez: na ordem de poucos segundos; (2) Simplicidade: deverá realizar uma única tarefa e devolver ao sistema uma matriz contendo as distâncias de borda.

A primeira característica é essencial para não prolongar demasiadamente o processo total do exame. Os algoritmos de topografia de córnea são relativamente custosos em termos computacionais, portanto um processamento de imagens demorado poderia tornar o sistema inviável para o dia-a-dia do oftalmologista.

A segunda característica indica que o processamento de imagens neste caso, segundo a classificação usual em *Visão Computacional* (Gonzales, 1992), não é de alto nível. Ou seja, não se deseja relacionar as informações obtidas no processamento com algum banco de dados contendo informações mais refinadas. O processamento poderia ser classificado como sendo de baixo e/ou médio nível. Algumas imagens poderiam precisar de melhorias no contraste, no brilho e etc., caracterizando um processamento de baixo nível. E no final, deseja-se sempre realizar uma detecção de bordas (segmentação), caracterizando uma operação de médio nível. Trata-se da detecção precisa das bordas dos discos de Plácido e o retorno destes valores de uma maneira que seja utilizável para o restante do algoritmo. Veremos adiante que estes dois objetivos nos levaram à eliminação de vários métodos em favor de um método relativamente simples e extremamente eficiente.

Desenvolvimento

Hardware para digitalização

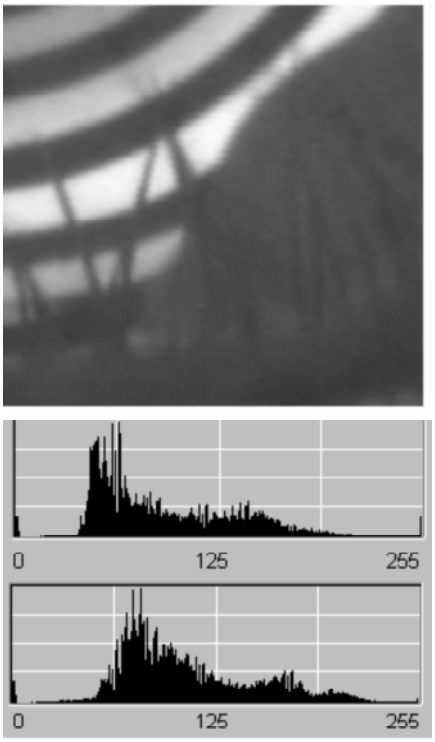
Devido à alta influência que determinados produtos têm no desempenho e na implementação de sistemas de processamento de imagens, listamos a seguir as características dos equipamentos/produtos utilizados:

- CCD: marca *Panasonic* modelo WV-BL202.
- Placa de aquisição de imagens: marca *Matrox* modelo *Meteor II*. Taxa de transferência de até 45MB/s.
- Software para acesso à placa de aquisição: Pacote *MIL light* ("Matrox Imaging Library") fornecido pela própria Matrox. Funções para acesso de alto nível em C. Código fonte não fornecido.

Dos vários sistemas de captura de imagens testados, este foi o que mostrou a melhor relação custo-benefício. Obtiveram-se problemas de saturação com outras câmeras e problemas de velocidade de transferência para outras marcas de placas de captura. As rotinas do pacote MIL são extremamente sofisticadas e permitem o controle e manipulação de tamanho, resolução, transferência, entre outros, sem muitas dificuldades de programação e a um preço razoável. Foram digitalizadas imagens com 256 níveis de cinza e resolução de 480 por 640 pixels (Figura 1b e 1c), com bom contraste entre os elementos de interesse. Foi utilizado um IBM-PC compatível com processador Pentium 133 MHz com 32 MB de memória RAM.

Processamento preliminar ("Early Processing")

Devido à curta distância entre o anteparo e a córnea, os raios provenientes de alguns dos discos mais externos são interrompidos antes de atingir a superfície. Os cílios e o nariz são as principais causadores de sombra nas imagens (Figura 1b e 1c). Ampliando a região de sombra dos cílios podemos ver que as bor-



(a)

(b)

Figura 4. (**a**) Região de sombra do nariz e dos cílios, mostrando a interrupção nas bordas dos anéis. (**b**) Histograma da mesma região para duas córneas diferentes. ***Figure 4.*** *(**a**) Region of shadow of the nose and eye lids. (**b**) Histogram of the same region for two different corneas.*

das dos discos ficam bastante interrompidas (Figura 4a). A região de sombra provocada pelo nariz é menos crítica pois interrompe os discos de uma maneira menos descontínua.

Os histogramas de duas imagens distintas (Figura 4b) mostram que as regiões de pixels claros e escuros variam de córnea para córnea. Esta variação é causada por dois fatores: (1) Diferentes tonalidades na pigmentação da íris causam diferenças nos níveis de cinza da imagem, mas não determinam deslocamentos de valores constantes para regiões claras e escuras, de modo que fica difícil prever onde estaria o limiar ideal; (2) A luz ambiente causa diferenças nas tonalidades, e a quantificação destas diferenças para os mais diversos ambientes em que o instrumento estaria sendo utilizado, é impraticável. Estes dois fatores indicam que a utilização da técnica de binarização tem que ser feita com bastante critério, correndo riscos de um leve deslocamento nas posições de borda que poderiam acarretar em erros razoáveis na determinação da superfície. Na Figura 5 podemos ver a mesma imagem binarizada para três valores diferentes de limiar ("threshold").

A técnica simples de binarização mostrou-nos inicialmente a enorme viabilidade da detecção de bordas em nossas imagens. Mas também nos chamou atenção para um fator específico: há poucos elementos que indiquem as regiões interrompidas e como deveriam ser preenchidas. Isto sugeriu que simples realçadores de borda ou outras técnicas de pré-processamento não seriam suficientes para a subseqüente extração das informações de interesse.

Mesmo percebendo a necessidade de utilização de técnicas mais específicas ao problema, outros realçadores de borda (*Gradiente, Sobel, Roberts*) foram testados. Neste caso foram novamente identificados problemas com relação à interrupção abrupta dos discos. Embora as bordas ficassem bem evidenciadas as regiões de sombra dos cílios e nariz causam interrupções indesejadas nas bordas.

Outra técnica que poderia ser aplicada é a *Transformada de Hough* , mas a irregularidade dos discos não permite aproximar estes por nenhuma expressão analítica. Para córneas bastante suaves e regulares as bordas dos discos serão bastante próximas de elipses ou mesmo circunferências, mas para outras córneas isso não ocorrerá. Foi este o motivo primordial para não aplicarmos a Transformada de Hough em nossas imagens.

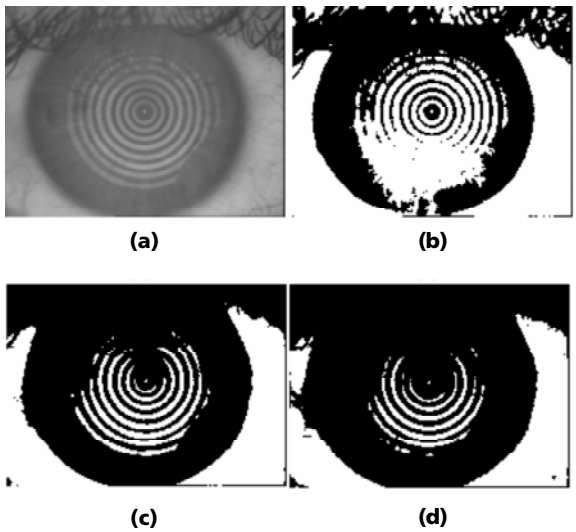


Figura 5. (**a**) imagem original; (**b**), (**c**) e (**d**): imagens binarizadas com thresholds de, respectivamente, 109, 128 e 135. ***Figure 5.*** *(**a**) original image; (**b**), (**c**) and (**d**): binary images with threshold values of 109, 128, and 135, respectively.*

Método proposto: detecção em vários ângulos sem necessidade de "Early Processing"

Foram testadas as técnicas de detectores de borda e busca heurística para dezenas de casos, entre eles: olhos claros, olhos escuros, diferentes intensidades de luz ambiente, cílios grandes, cílios pequenos. O alto custo computacional dos detectores, o deslocamento das posições de borda e a ineficiência em regiões de sombra nos mostrou a inviabilidade destas técnicas, ao menos nas suas formas mais simples e tradicionais. Com a busca heurística obtivemos resultados mais objetivos e precisos, mas as bordas interrompidas por sombras causavam um colapso na busca, de tal maneira que o algoritmo encerrava a busca nestes pontos críticos, perdendo informações importantes.

Devido à ineficiência destes métodos para este caso específico, foi implementado um método que transforma o problema de processamento em duas dimensões (plano cartesiano da imagem) para uma única dimensão, baseado na simetria aproximadamente polar dos discos. Foi acoplado ao centro dos discos de Plácido do instrumento mostrado na figura 3 um LED ("Light Emmiting Diode") para facilitar o inicio do processamento (veja diferença entre Figuras 1 e 5). Considerando-se o LED como ponto inicial, realiza-se uma busca na direção radial para ângulos polares variando de 1 a 360 graus no plano da imagem (Figura 6). Para cada linha temos um perfil de níveis de cinza (Figura 7). Este perfil é suavizado para eliminação de ruídos. Calculam-se então a derivada ponto a ponto do perfil e depois o módulo das derivadas para eliminar valores negativos. Finalmente aplica-se um limiar nesta curva para determinação dos pontos de borda. Este método tem algumas vantagens com relação aos outros: (1) É rápido. Ao invés de trabalhar com uma matriz de 480x640 pontos, analisa-se linearmente 360 linhas de 150 pontos cada (correspondendo a 360 graus usando passos de 1 grau e 150 pixels a partir do centro, desprezando-se os restantes por caírem fora da região de interesse) sem necessidade de "templates" ou cálculos mais complexos; (2) É simples de tratar problemas de obstrução de regiões; (3) Os deslocamentos nas posições de borda tornam-se menores pois estas estão sendo determinadas por derivada (4). É simples e objetivo de implementar e o resultado é facilmente transferido aos algoritmos posteriores para cálculo das curvaturas, devido à simetria polar dos algoritmos (Carvalho, 1998).

Utilizando este método o resultado (distâncias de borda em pixels) é armazenado em uma matriz de 360 linhas (uma linha para cada ângulo θ) por 16 colu-

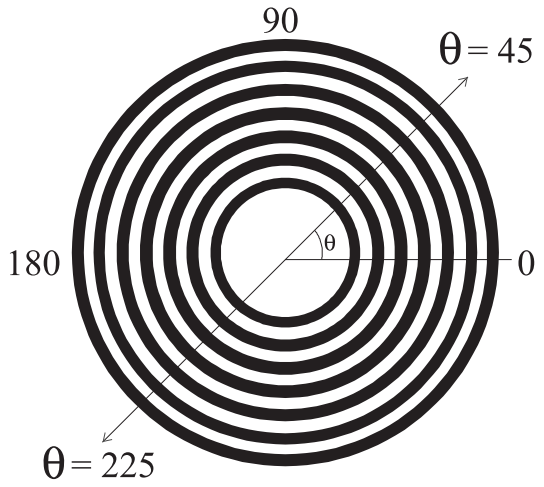


Figure 6. Ilustração do princípio utilizado para detecção das bordas. A intensidade de nível de cinza é analisada na direção radial para ângulos polares variando de 0 a 360 graus. ***Figure 6.*** *Illustration of the principle used for border detection. The gray level intensity is analised in the radial direction for polar angles between 0 and 360 degrees.*

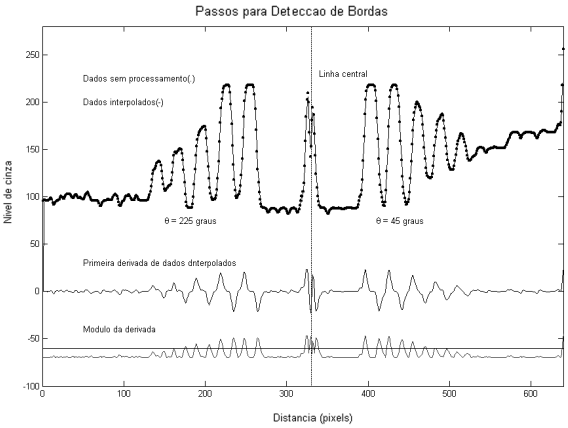


Figura 7. Passos utilizados no algoritmo para detecção de bordas. A linha tracejada corresponde ao centro dos Discos de Plácido (veja diagrama da Figura 6). Do lado direito desta linha está o semi-meridiano a 45 graus, e do lado esquerdo aquele a 225 graus, também conforme ilustrado na Figura 6. ***Figure 7.*** *Steps used by the border detection algorithm. The vertical dotted line represents the center of the Placido Disc image (see Figure 6). At the right side of this line is represented the meridian at 45 degrees, and at the* left side the meridian at 225 degrees, also as illustrated at Figure 6.

nas (uma coluna para cada borda, ou seja, como temos 8 discos, são 16 bordas). Para tratar as regiões interrompidas foi implementado um algoritmo baseado no ângulo entre pontos adjacentes pertencentes à mesma borda. Por exemplo, se para a borda número 9 houvesse inexistência de valores para elementos distando de até 10 graus, estes valores são inseridos através da interpolação radial dos pontos, de acordo com os níveis de cinza. Isto é feito para interrupções menores ou iguais ao ângulo que o usuário escolher na GUI do "software", e pode-se então testar o funcionamento do algoritmo especificamente para cada córnea que está sendo examinada. Este processo todo é muito rápido pois envolve somente análises com valores armazenados em matrizes.

Resultados

Medidas em superfícies artificiais

A medida em superfícies artificiais é uma importante etapa do processo de testes do algoritmo. Com esferas de diferentes tamanhos e que simulam os reflexos da córnea é possível averiguar se existem falhas básicas no algoritmo. A ausência de discos interrompidos permite testar a tarefa essencial, ou seja, a detecção das bordas, sem problemas de sombras ou influência da cor dos olhos.

Esferas de 4 raios diferentes (7,73; 8,06; 8,34; 8,91 mm.) foram fabricadas na Oficina de Óptica do IFSC-USP com vidros de índice de refração próximos ao da córnea (~1,37). Construiu-se um suporte no qual eram fixadas diante do anteparo cônico do instrumento. Três imagens de cada esfera foram digitalizadas, em condições adversas de luminosidade ambiente. Na tabela 2 temos o desvio médio padrão das distâncias de cada borda para cada esfera.

O desvio médio padrão para luminosidades diferentes foi de apenas 0,02 pixel, o que corresponde a apenas 50 μm. Esta precisão é suficiente para garantir uma boa reprodutibilidade nas medidas.

Medidas em córneas

Com o algoritmo funcionando em superfícies artificiais iniciamos os testes em córneas. Foram digitalizadas imagens de 50 córneas de tamanhos e tipos diferentes. Para cada córnea foram feitas três medidas para intensidade baixa, média e alta da luminosidade ambiente. No total foram analisados aproximadamente 17.280 pontos de borda para cada córnea. O desvio médio, como esperado, foi um pouco maior para olhos mais claros (0,04 pixels/95 μm), intermediário para olhos de tom médio (0,03 pixels/72 μm) e praticamente igual ao desvio para esferas para olhos escuros (0,02 pixels/50 μm). Constatamos que o desvio é sufi-

Tabela 2. Distâncias médias de bordas para quatro esferas de raios diferentes, para três imagens de cada esfera.
Table 2. *Mean distances of borders for four spheres of different radii, for three images of each sphere.*

# Borda	Esferas (raios de curvatura em mm.)			
	7,73	8,06	8,34	8,91
	Distâncias médias de borda (em pixels +/- 0,02)			
1	22,23	22,71	23,00	24,34
2	32,85	32,86	33,91	36,01
3	41,47	41,93	43,19	46,18
4	51,93	52,69	54,29	57,96
5	62,01	63,24	65,43	69,93
6	74,27	76,11	78,4	83,56
7	84,98	87,23	90,16	96,14
8	97,40	100,04	103,28	110,02
9	108,88	112,16	115,87	123,58
10	122,07	125,90	129,57	138,31
11	132,71	137,30	141,65	150,93
12	146,14	151,18	155,44	165,89
13	157,28	162,91	167,72	178,84
14	169,27	175,63	180,64	192,81
15	180,28	187,07	192,57	205,36
16	193,82	201,20	206,94	220,90

cientemente pequeno para que seja mantida a reprodutibilidade das medidas para os mais diversos níveis de iluminação.

Alguns casos pós-cirúrgicos são particularmente interessantes pelas deformações que causam na superfície da córnea. Nas cirurgias de catarata são realizadas incisões na interface córnea-esclera (parte branca do olho) para extração do cristalino e substituição por uma lente artificial. Em cirurgias tradicionais para correção de miopia (técnica conhecida entre os médicos como ceratotomia radial) cortes radiais são feitos por toda superfície na tentativa de provocar um achatamento da região central da córnea. A cicatrização destes cortes não é perfeita e pode causar problemas no momento de processar as imagens refletidas. Foi averiguado que o algoritmo funcionou bem para 80% (40 córneas) dos casos pós-cirúrgicos mais brandos, tendo problemas para outras superfícies com alto grau de distorção.

Discussão

Utilização em algoritmos para topografia de córnea
A matriz que contém as distâncias de borda é inserida em algoritmos para cálculo das curvaturas locais ao longo da superfície. Existem vários modelos matemáticos que tentam descrever a superfície da córnea. Como exemplo, citamos dois modelos: (1) *Modelo Elíptico* (Mammone, 1990): tenta-se aproximar por elipses a curva gerada pela intersecção da superfície da córnea com planos que contém o eixo óptico. Através do controle do raio apical e da excentricidade da elipse tenta-se fazer com que esta aproxime os pontos encontrados. (2) *Modelo Axial* (Halstead, 1995): supõe-se pontos sobre a córnea como pertencentes a um espelho esférico convexo e, através de óptica geométrica simples e semelhança de triângulos, calcula-se o valor para o raio de curvatura de cada ponto. Independente do modelo matemático utilizado, todos eles necessitam basicamente de 4 informações: (1) formato e dimensões do anteparo, (2) distância focal do sistema óptico de aumento, (3) relação número de "pixels" por milímetro no plano da imagem digitalizada, e (4) distâncias de borda dos pixels que formam os discos.

O algoritmo desenvolvido no presente trabalho, portanto, fornece a informação do tipo (4) para o modelo matemático. As outras informações são obtidas com maior facilidade por tratarem-se de medidas puramente físicas. Utilizando-se os resultados deste algoritmo em modelos axiais obteve-se medidas condizentes com aquelas de instrumentos comerciais importados (Carvalho, 1998, 1999b).

Falhas e melhorias futuras
O método proposto ainda contém três tipos de falha: (1) não interpolação de algumas regiões de sombra em condições adversas; (2) problemas de detecção na região periférica para olhos muito claros; (3) problemas de entrelaçamento de bordas quando estas estão muito próximas. As falhas do tipo (1) ocorrem nas mais diversas condições e, apesar de não ocorrer com muita freqüência, sugerem melhorias no algoritmo. As falhas do tipo (2) ocorrem porque na região central existe sempre um bom contraste dos discos por causa da existência da pupila, mas na periferia a boa qualidade do contraste é determinada basicamente pela pigmentação da íris. Ou seja, para olhos extremamente claros torna-se difícil para o algoritmo determinar onde começa ou termina um disco, já que os pigmentos mais brilhantes podem ficar tão intensos quanto os discos. Falhas do tipo (3) ocorrem basicamente em casos pós-cirúrgicos onde a córnea foi sujeita a algum tipo de sutura ou corte. Se a tensão na sutura foi excessiva ou os cortes foram muito próximos, isto pode resultar numa superfície extremamente distorcida. Nestes casos o reflexo do anteparo é bastante irregular também, gerando superposição de discos. Chega-se à conclusão que para estes tipos de córnea não há como realizar boas medidas usando o princípio dos discos de Plácido, pois suas características de reflexão especular estão comprometidas. Nestes casos são necessários outros tipos de técnicas para examinar a superfície da córnea.

Referências

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, p. 640-654, Dezembro.

Carvalho, L. A. V., Schor, P. (1999a), "Introdução e Histórico da Topografia de Córnea", In: *Topografia de Córnea - Atlas Clínico*; Eds.: Paulo Polisuk, Rio de Janeiro: Editora Cultura Médica, p. 1-6.

Carvalho, L. A. V., Tonissi, S.A., Castro, J.C. (1999b), "Preliminary tests and construction of a computerized quantitative surgical keratometer" , *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, v. 25, p. 821-826.

Gonzales R.C., Woods R.E. (1992), *Digital Image Processing*, New York: Addison-Wesley Publishing Company.

Halstead, M. A.,Barsky, B. A. , Klein, S. A., Mandell, R. B. (1995),"A Spline Surface Algorithm for Reconstruction

of Corneal Topography from a Videokeratographic Reflection Pattern", *Optometry and Vision Science*, v. 72, p. 821-827.

Knoll, H. A., Stimson, R. (1957), "New Photokeratoscope Utilizing a Hemispheral Object Surface", *Journal of the Optical Society of America*, v. 47, p. 221-222.

Le Grand, Y., El Hage, S. G. (1980), *Physiological Optics*, New York: Springer Series in Optical Sciences, Springer-Verlag.

Mammone, R. J., Gersten, M., Gormley,D. J., Koplin ,R. S., Lubkin,V. L. (1990), "3D Corneal Modeling System", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 37, p. 66-73.

Mandell, R. B., York, M. A. (1969), "A New Calibration System for Photokeratoscopy", *American Journal of Optometry*, v. 46, n. 6, p. 410-417.

Paranaguá, E., Carvalho, L. A. V, Castro, J. C. (1996), "Construção de um Topógrafo de Córnea", *III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, Campos de Jordão-Outubro.

Placido, A. (1880), "Novo Instrumento de Exploração da Cornea", *Periodico d'Oftalmológica Practica*, Lisboa, v. 5, p. 27-30.

Schanzlin, D. J., Robin, J. B. (1991), *Corneal Topography-Measuring and Modifying the Cornea*, New York: Springer-Verlag.

Stone, J. (1962), "The Validity of Some Existing Methods of Measuring Corneal Contour Compared with Suggested New Methods", *British Journal of Physiological Optics*, v. 19, p. 205-230.

Troutman, R. C., Buzard, K. A. (1991), *Corneal Astigmatism*, San Francisco: Mosby Year Book, St. Louis.