

Desenvolvimento de um Instrumento Computadorizado para Avaliação da Curvatura da Córnea Humana*

L. A. Carvalho, E. Paranaguá, L. E. Santos, S. A. Tonissi, A. C. Romão,
A. C. Oliveira, F. M. M. Yasuoka, J. C. Castro,

IFSC-Instituto de Física de São Carlos

Grupo de Óptica

Av. Dr. Carlos Botelho, 1465, 13560-250, São Carlos, SP, Brasil

lavcf@ifsc.sc.usp.br

Recebido em 9 de Abril 1998

Neste trabalho foi desenvolvido o primeiro instrumento nacional para medida de curvaturas de vários pontos sobre a córnea humana. Um anteparo de acrílico em formato cônico com anéis circulares concêntricos pintados em uma de suas faces, é posicionado diante da córnea e funciona como objeto num sistema óptico em que a córnea reflete a luz especularmente, como um espelho esférico convexo. A imagem virtual formada atrás da córnea é amplificada e focalizada na matriz de um CCD monocromático através de um sistema óptico instalado no eixo do cone, atrás deste. O sinal do CCD é enviado a uma placa de digitalização de imagens instalada em um micro computador IBM-compatível. As imagens são processadas utilizando-se conceitos de processamento digital de imagens, para que as bordas dos anéis sejam extraídas. Estas informações são então inseridas em algoritmos com modelos matemáticos da superfície da córnea, para que valores pontuais de curvatura sejam calculados. Os resultados são apresentados em mapas com códigos de cor em que cada cor corresponde a uma faixa de poderes refrativo.

In this work we have developed the first Brazilian instrument for measuring curvature of various points over the anterior portion of the human cornea. A conic plastic pattern with painted concentric rings is placed in front of the cornea, working optically as an object and the cornea reflecting light as a convex spherical mirror. The virtual image formed behind the cornea is amplified and focused on a monochromatic CCD matrix, by means of an optical system mounted behind the cone. The CCD's signal is input in a frame grabber board installed in a PC IBM-compatible. The images are processed using image processing techniques and the ring borders are extracted. This data is then inserted in algorithms containing mathematical models of the cornea's surface, and curvature is calculated for each point. The result is presented in color coded maps with each color corresponding to a certain interval of refractive powers.

1. Introdução

A córnea é o componente óptico do olho que mais contribui com o poder total de refração (aproximadamente 75%). Por este motivo, uma de suas principais características é o formato da superfície, o qual irá determinar boa parte da qualidade de visão. O homem vem estudando as características da topografia da córnea humana há mais de 150 anos [1]. A principal

característica de auxílio nas pesquisas, desde o início, foi a qualidade de reflexão especular da fina película de lágrima que se forma sobre a superfície da córnea. Isto lhe garante propriedades de reflexão parecidas com aquelas de um espelho esférico convexo. Utilizando-se destas características, pesquisadores posicionavam anteparos dos mais diversos formatos defronte à córnea. Através da análise subjetiva do reflexo (imagem virtual formada atrás da córnea) destes anteparos, podia-se in-

*Os autores gostariam de agradecer ao Dr. Paulo Schor e Dr. Wallace Shamon pelos testes do aparelho na Escola Paulista de Medicina e à FAPESP pelo apoio financeiro.

ferir se a córnea estava homogênea ou irregular.

Dos vários anteparos inventados, um deles mostrou-se mais intuitivo no momento das análises e, como veremos, seu princípio é utilizado até os dias de hoje. Trata-se dos discos de Plácido [2], anteparo que contém anéis concêntricos pintados de branco num fundo preto (figura 1). Se o padrão refletido pela córnea for o de anéis circulares e concêntricos, significa que a superfície é aproximadamente esférica (figura 2). Do contrário, significa que está irregular ou distorcida (figura 3).

Após a invenção de Plácido, diversos instrumentos baseados neste princípio foram construídos na tentativa de melhorar a qualidade e objetividade dos exames. Apesar do método de Plácido melhorar substancialmente o processo de alinhamento, a dificuldade de observar pequenas distorções ainda existia pois este sistema, assim como o anterior, não continha dispositivo óptico de magnificação das imagens. E. Javal implementou [3] ao final da década de 1880 um instrumento que continha um sistema telescópico para ampliar as imagens refletidas. Logo depois A. Gullstrand [4, 5] acoplou uma máquina fotográfica num sistema parecido com o de Javal, melhorando o processo de análise das imagens. Sabendo-se o grau de magnificação era possível realizar medidas nas fotos e saber o valor correspondente em milímetros. Anéis muito próximos uns dos outros significavam altas curvaturas, e anéis espaçados significavam curvaturas suaves.



Figura 1. Foto que demonstra o princípio dos anéis de Plácido. O padrão refletido pela córnea do paciente pode indicar anomalias na topografia da córnea.

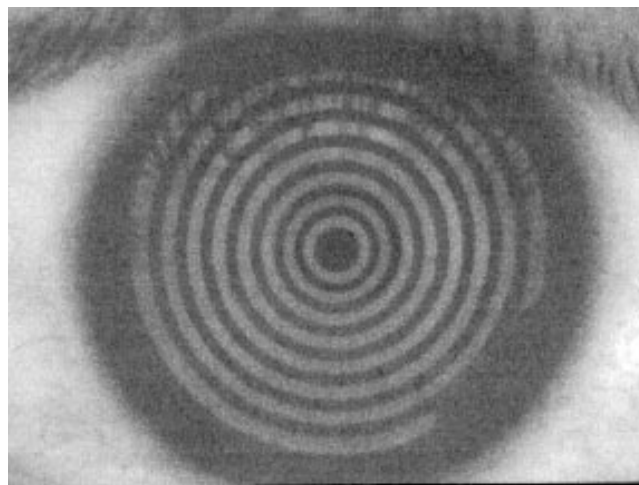


Figura 2. A simetria e concentricidade dos anéis refletidos são características típicas de uma córnea aproximadamente esférica.

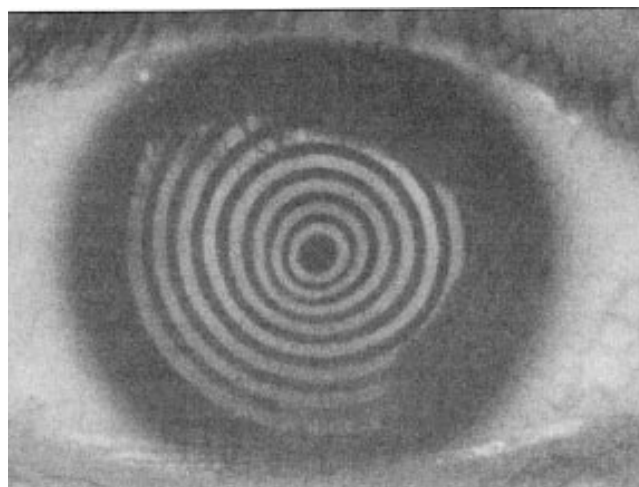


Figura 3. Distorção dos anéis refletidos indicam ser esta uma córnea com uma topografia irregular.

As diversas tentativas de se construir dispositivos mais elaborados deram origem a uma série de instrumentos, hoje generalizados com o nome de Fotoceratoscópio (figura 4). O princípio óptico do Fotoceratoscópio pode ser visto na figura 5.

Nos últimos 20 anos, com a enorme evolução e barateamento de computadores compactos, a possibilidade de se construir instrumentos computadorizados começou a se tornar realidade. Baseado nos princípios do Fotoceratoscópio, surgiram os primeiros instrumentos deste tipo, comumente chamados de *Topógrafos de Córnea*. Estes instrumentos, por funcionarem auxiliados por computador, permitem várias vantagens. As imagens refletidas são digitalizadas por um sistema de câmera de vídeo em poucos segundos, ao invés de fotografadas e depois reveladas. No Fotoceratoscópio as

bordas dos anéis têm que ser medidas uma a uma, processo que leva horas. No topógrafo, algoritmos de processamento de imagens detectam as bordas dos anéis em poucos segundos. Além disso, algoritmos com modelos matemáticos da curvatura podem calcular rapidamente milhares de pontos e dispor os dados na tela do computador. Originalmente sugerido por Klyce [6], os mapas topográficos da curvatura da córnea tem sido dispostos geralmente na forma de mapas planos coloridos em que cada cor corresponde a um certo intervalo de poderes refrativos. Estes poderes, em oftalmologia, são geralmente medidos em *Dioptria*, que é a diferença dos índices de refração da córnea e do ar, dividida pelo raio de curvatura (em metros).

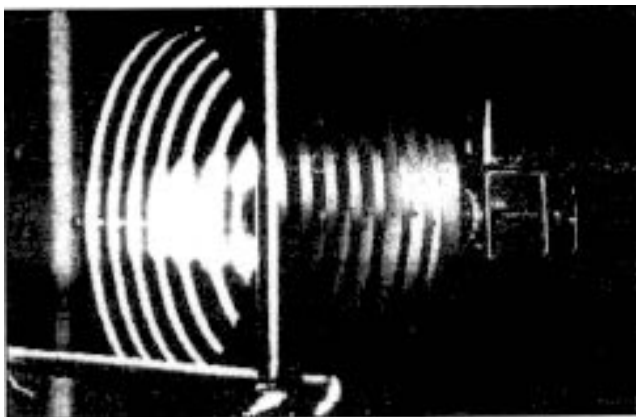


Figura 4. Exemplo de um Fotoceratoscópio convencional. Pela figura podemos ver o anteparo de anéis concêntricos em forma de cone. A câmera fotográfica, embora não esteja muito aparente na foto, está acoplada na parte traseira do anteparo, alinhada com o eixo deste. O paciente posiciona a cabeça de frente para o anteparo (do lado esquerdo na figura).

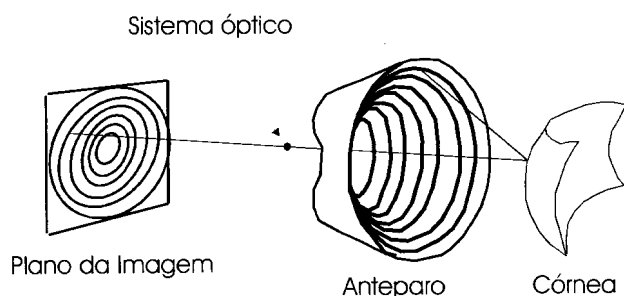


Figura 5. Princípio óptico de funcionamento do Fotoceratoscópio (e também do Topógrafo). O anteparo com anéis concêntricos é posicionado defronte à córnea. Os reflexos na superfície da córnea passam por um sistema óptico de magnificação (aqui representado por um ponto) e são focalizados no plano da matriz de um CCD localizado atrás do anteparo.

Até alguns anos atrás somente alguns países da Europa e EUA dominavam a tecnologia dos instrumentos de topografia da córnea. Com pesquisas e desenvolvimento nesta área há aproximadamente cinco anos, construiu-se um instrumento capaz de reproduzir fielmente os resultados de sistemas comerciais importados e pela primeira vez implementar uma tecnologia totalmente nacional em topografia computadorizada da córnea.

2. Desenvolvimento

2.1 Instrumento e componentes

Baseado no princípio óptico e mecânico do Fotoceratoscópio (figuras 4 e 5) construiu-se um instrumento com anteparo cônico (anéis concêntricos pretos e brancos), carenagem em fibra de vidro, motores internos para posicionamento do anteparo, suporte para queixo e testeira para suporte da cabeça do paciente (figura 6). O processo de medida é totalmente controlado por computador. No interior da carenagem existem placas com circuitos integrados, dedicados exclusivamente ao controle de quatro motores, um para cada direção espacial e outro para o movimento vertical do suporte para queixo.

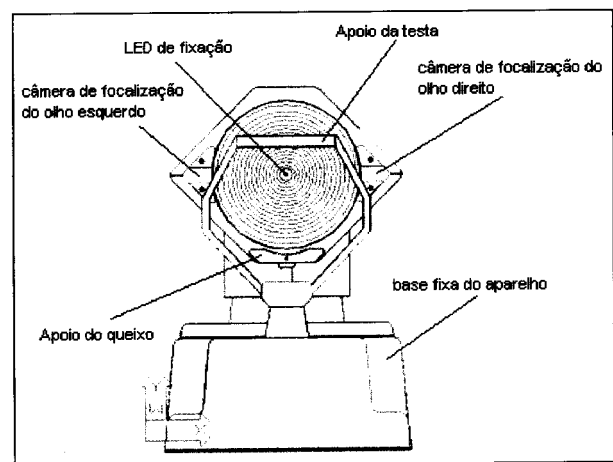


Figura 6. Ilustração com algumas características do instrumento. O LED de fixação auxilia no momento da medida pois é o ponto onde o paciente deve manter o olhar fixo. Além da câmera central o aparelho dispõe de duas microcâmeras laterais para auxílio no momento da focalização.

No computador é instalado a placa para captura de vídeo. O sinal de vídeo vem de um CCD acoplado

na parte traseira do anteparo cônico. As imagens refletidas pela córnea passam por um sistema óptico de magnificação e são focalizadas na matriz do CCD. Para garantir que somente raios paraxiais contribuam para a formação da imagem, o sistema óptico é constituído de duas lentes e um diafragma (figura 7).

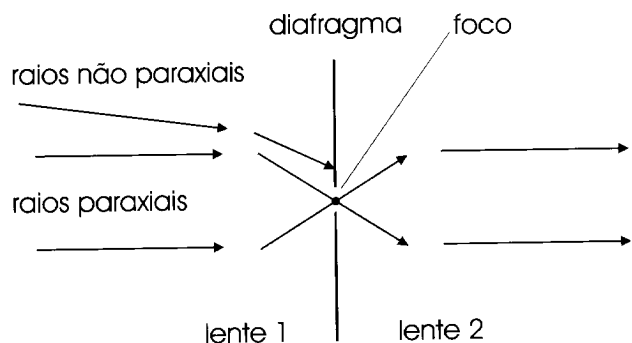


Figura 7. Sistema óptico utilizado no instrumento. Além de ampliar a imagem, este sistema garante que somente os raios paraxiais irão incidir na matriz do CCD. As lentes têm mesma distância focal e são posicionadas de tal maneira que raios não paraxiais são barrados pelo diafragma.

2.2 Digitalização e processamento de imagens

A digitalização das imagens é disparada quando o usuário pressiona a barra de espaço do teclado. Neste instante a imagem que estava sendo filmada é digitalizada e armazenada na memória do disco rígido do computador como um arquivo tipo “.tiff”.

A imagem digitalizada passa por processamentos computacionais para detecção das bordas dos anéis. O processamento se baseia na posição cartesiana de cada elemento no plano da imagem (“pixel”) e na sua intensidade de cinza. Trabalha-se com imagens monocromáticas com 256 níveis de cinza, que vão desde branco até preto. Inicialmente são realizadas duas “varreduras”, uma no eixo vertical e outra no eixo horizontal, passando pela região central da imagem. Assim, determina-se o centro geométrico da borda central e, a partir deste ponto, a distância de borda para os outros anéis.

Fazendo-se um gráfico da intensidade de cinza pela posição, para uma linha horizontal passando pelo centro da imagem (figura 8), observa-se a oscilação dos níveis de cinza. Para evitar a presença de ruídos faz-se uma suavização dos pontos, de acordo com a equação abaixo:

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

onde $I(x)$ corresponde à intensidade do ponto x . Sabe-se que cada subida neste gráfico corresponde a uma transição de pontos escuros para pontos claros. E cada descida a uma transição de pontos claros para escuros. Para a determinação das bordas dos anéis, calcula-se a derivada ponto a ponto para cada meridiano dos anéis, partindo sempre do centro. Após a modularização da derivada (para não haver mais valores negativos), aplica-se uma linha de “threshold” para limitar a quantidade de dados e evitar ruídos. Assim, os pontos de intersecção da curva do módulo das derivadas com a linha escolhida para “Threshold” determinam as bordas dos anéis (figura 9).

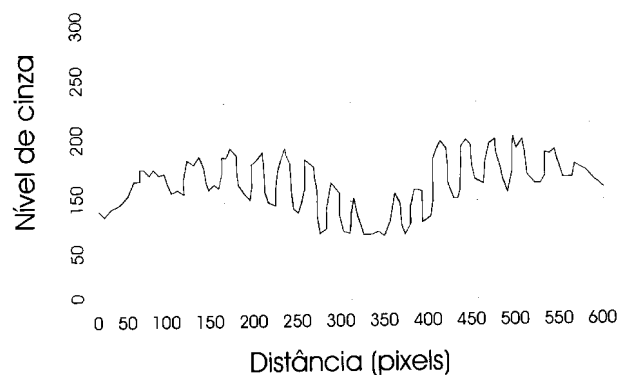


Figura 8. Gráfico do perfil das intensidades de cinza versus posição (em pixels) para uma linha horizontal passando pelo centro da imagem. As “subidas” indicam transições de “pixels” escuros para “pixels” claros (linha 1). As “descidas” indicam transições de “pixels” claros para escuros (linha 2).

O valores obtidos nesta etapa são inseridos nos algoritmos de topografia da córnea, e o resultado é impresso na tela do computador em forma de mapas topográficos com códigos de cores. Cada cor da escala representa uma curvatura determinada, ou seja, um certo poder de refração. Cores quentes (vermelho, laranja e amarelo) representam altos graus de curvatura. Os tons em verde representam valores médios enquanto cores frias (azul, azul escuro) estão associadas a curvaturas menores.

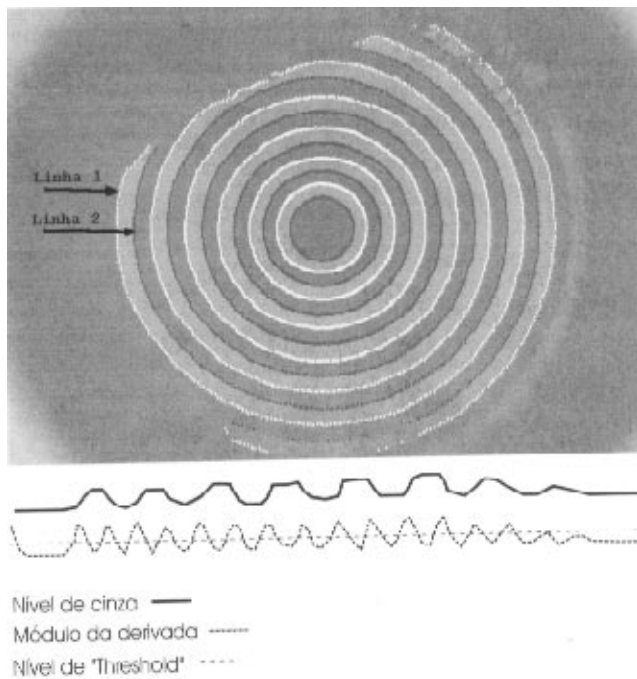


Figura 9. Imagem digitalizada depois de processada. Abaixo da imagem podemos ver um resumo de como é feito o processamento. Para cada meridiano, depois de achado o perfil de intensidades de cinza, calcula-se a derivada ponto a ponto e depois calcula-se o módulo das derivadas. Sobre a curva do módulo das derivadas versus posição (em “pixels”) aplica-se um “threshold” para determinar os pontos de borda.

2.3 Modelos matemáticos da superfície da córnea

Vários autores têm pesquisado métodos diferentes para descrever a superfície da córnea [6,10-17]. Para o instrumento construído foram implementados os métodos descritos a seguir, sendo que para alguns deles foram feitas modificações e aprimoramentos matemáticos, para melhor adaptação ao nosso sistema.

Modelo do Espelho Convexo Esférico

Um dos primeiros modelos considera a superfície anterior da córnea como sendo esférica e especular, ou seja, comportando-se como um espelho convexo esférico (princípio de Helmholtz para o ceratômetro [8, 10]). 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 anteparo, baseados na figura 10, podemos calcular o raio de curvatura:

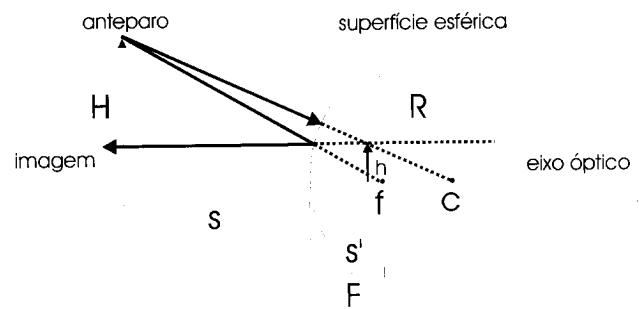


Figura 10. Princípio óptico para dedução do modelo esférico (ou princípio de Helmholtz), o qual considera a córnea como sendo um espelho esférico convexo. A altura H refere-se ao ponto do anteparo que está sendo considerado; h refere-se à distância de borda na imagem refletida (imagem virtual formada atrás da córnea); S é a distância objeto-córnea; S' é a distância córnea-imagem; F é a distância focal sendo f o ponto focal; R é o raio de curvatura sendo C o centro da superfície.

Por semelhança de triângulos na figura 10 temos

$$\frac{h}{H} = \frac{R - S'}{R + S} \tag{2}$$

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:

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

Fizemos também com aproximações mais precisas, diferentes daquelas acima. Sabendo que para um espelho esférico $R = 2f$ obtivemos a seguinte expressão:

$$R = 2f = \frac{2Sh^2 + 2hH\sqrt{S^2 + H^2 - h^2}}{(H^2 - h^2)} \tag{4}$$

Após este modelo simplificado, o que tem sido feito com frequência são desenvolvimentos de modelos matemáticos para anteparos com vários Discos de Plácido [2]. Nestes modelos, tenta-se achar curvas algébricas que possam se aproximar o máximo possível do contorno da córnea [10, 17]. 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 muito bem as interseções destes planos com a córnea.

Modelo Elíptico

Sabe-se hoje que a simplificação do modelo esférico tem melhores resultados para regiões centrais da córnea [17, 18]. 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 [17]. 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.

Alguns problemas surgem quando se aplica o modelo de contornos elípticos em córneas com grandes curvaturas localizadas, cujo caso mais típico é o ceratocone. A figura 11 ilustra o que acontece. Como pode ser visto, a elipse não acompanha o “cone” local que existe na córnea com ceratocone, portanto a aplicação deste modelo em qualquer córnea que não tenha contornos suaves pode acarretar em erros. Em um trabalho anterior [19] implementamos o modelo elíptico sugerido por Mammone et. al. [10] e comprovamos a ineficiência deste método para córneas com estas características.

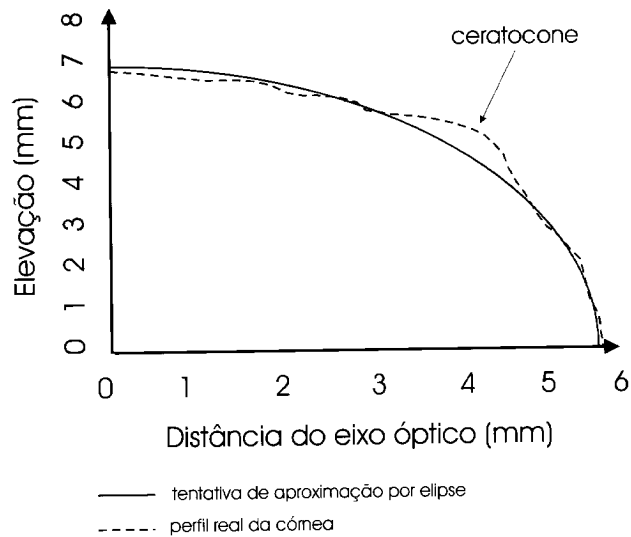


Figura 11. O modelo elíptico falha na detecção de contornos muito irregulares, com é o caso de uma patologia denominada de ceratocone. O ceratocone é uma protuberância localizada numa pequena região na córnea. Dependendo do caso, se não for diagnosticado a tempo, pode levar a um transplante de córnea.

Modelo com Utilização de Parâmetros de Esferas de Calibração

Este método baseia-se em esferas de calibração [20]. O princípio de funcionamento é basicamente o seguinte: várias esferas cromadas ou de vidro (normalmente são quatro), de raios conhecidos, são colocadas em um suporte e as imagens de seus reflexos são processadas e armazenadas no computador. Quando se quer medir uma córnea, seus parâmetros 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 uma borda na imagem refletida da córnea correspondesse uma esfera cujo valor do raio deve estar situado na curva de calibração referente àquela borda. 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 topógrafo 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 $h_i^j = (1 - \alpha)c_l^j + \alpha \cdot c_{l+1}^j$. Então o valor do raio r_i^j correspondente ao ponto p_i^j da imagem em questão é dado por $(1 - \alpha)R_l + \alpha \cdot R_{l+1}$.

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 (equação (3)) e de acordo com o algoritmo anterior, sempre vai ser possível encontrar um α tal que

$$h_i^j = (1 - \alpha)c_l^j + \alpha \cdot c_{l+1}^j \quad (5)$$

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

$$r_i^j = \frac{2S}{H} h_i^j \quad (6)$$

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

$$R_i = \frac{2S}{H} c_i^j \quad (7)$$

$$R_{i+1} = \frac{2S}{H} c_{i+1}^j \quad (8)$$

isolando c_i^j , c_{i+1}^j e h_i^j das equações acima e substituindo em (5) obtemos

$$r_i^j = (1 - \alpha)R_i + \alpha \cdot R_{i+1} \quad (9)$$

que é exatamente a equação exposta no algoritmo.

Uma crítica freqüente que se faz a este modelo é a sua imprecisão quando usado para medir a periferia de superfícies não esféricas [18], 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 uma lente de teste elíptica com raio apical 7.5 mm e excentricidade 0.5, obteve-se um erro de 3 dioptrias [18]. A fonte de tais erros pode ser entendida com ajuda da ilustração na figura 12.

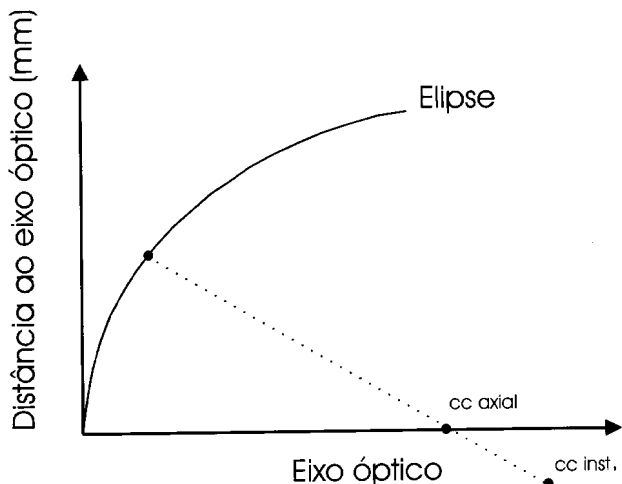


Figura 12. Diferença dos centros de curvatura instantâneo (CC Inst.) e axial (CC Axial). Quando a superfície considerada não é uma esfera, estes pontos não coincidem. Isto pode acarretar erros no modelo Axial já que a maioria das córneas não são esféricas na periferia.

A curva mostrada é um corte do elipsóide utilizado por Roberts C. [18]. Se a superfície fosse perfeitamente esférica, o centro de curvatura instantânea (CC Instant) 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 não esférica. No entanto, o modelo baseado em esferas de calibração aplica-se bem para a região central (0-3 mm) e quase periférica (3-6 mm) da maioria das córneas.

3. Resultados

3.1 Medidas em esferas

Inicialmente, para comprovar a eficiência do modelo, foram traçadas curvas de calibração (figura 13) baseadas nos valores da tabela 1. Dadas quatro esferas de raio conhecido, existem para cada uma delas dezesseis distâncias médias referentes às bordas dos anéis 1, 2, 3...16. Então para a borda I existem quatro valores de distância, referentes a cada esfera. Para a borda 2 também, e assim por diante (Tabela 1). O gráfico na figura 13 representa a melhor aproximação linear (equação de uma reta) para cada quatro pontos coordenados (Raio da esfera, distância de borda), sendo uma reta para cada borda. Dada uma imagem arbitrária, para calcular o valor do raio de curvatura de um ponto que pertence à n-ésima borda, encontra-se no gráfico a reta referente ao n-ésimo anel. Nesta reta achamos o valor de raio de curvatura no eixo vertical e à distância de borda no eixo horizontal.

Utilizando este método foram inicialmente realizadas medidas em superfícies esféricas de raios conhecidos, mas diferentes daqueles das esferas utilizadas para calibração. Para um conjunto de 9 esferas de raios: 5.50, 5.75, 6.00, 6.25, 6.75, 7.00, 7.25, 7.50, 7.75 mm. obteve-se um desvio médio padrão de 0.1 dioptria para o poder de refração e 0.02 mm para o raio de curvatura. Foram analisados computacionalmente 5760 pontos (16 bordas para cada um dos 360 ângulos no plano da imagem) para cada esfera.

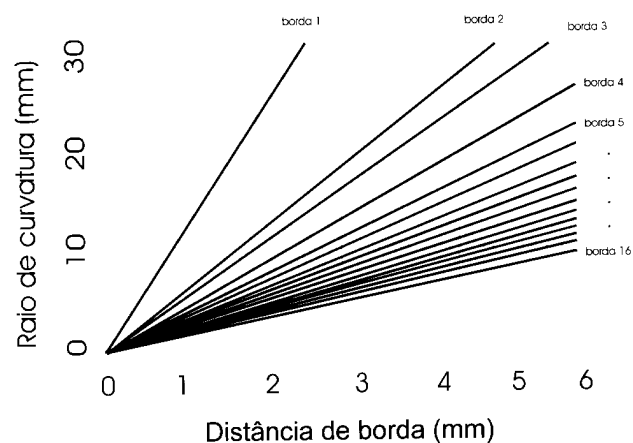


Figura 13. Curvas de calibração para o modelo que utiliza parâmetros de esferas.

Tabela 1

Borda	7.73 mm	8.06 mm	8.34 mm	8.91 mm
1	0.54	0.56	0.59	0.63
2	0.81	0.84	0.87	0.93
3	1.05	1.09	1.13	1.21
4	1.31	1.36	1.41	1.50
5	1.58	1.65	1.71	1.82
6	1.89	1.97	2.02	2.16
7	2.19	2.28	2.35	2.51
8	2.53	2.64	2.71	2.89
9	2.83	2.96	3.04	3.25
10	3.16	3.29	3.38	3.61
11	3.45	3.61	3.71	3.95
12	3.77	3.94	4.05	4.31
13	4.06	4.24	4.35	4.64
14	4.35	4.54	4.65	4.97
15	4.62	4.83	4.95	5.29
16	4.90	5.13	5.26	5.61

3.2 Comparações com instrumento importado

Foram implementados computacionalmente todos os modelos descritos anteriormente. Por motivos de viabilidade de comparação das medidas com medidas de outro aparelho comercial (topógrafo *EyeSys*) vamos nos ater ao modelo chamado *Axial*, conhecido também como *Color Map*. Este é o único modelo matemático do topógrafo da *EyeSys* que utiliza o um algoritmo baseado em esferas de calibração [20]. Portanto não há

sentido, pelo menos para o escopo deste artigo, comparar medidas de outros modelos.

Para quantificação da precisão em córneas foram comparadas mapas realizados em nosso instrumento com o instrumento *EyeSys*. Foram analisados 30 pontos aleatórios para 20 córneas, totalizando 600 pontos analisados. Escolhemos uma população de pacientes com diferentes superfícies corneanas, entre elas: superfície regular, ceratocone, astigmatismo a favor da regra, astigmatismo contra a regra, astigmatismo irregular, pós-catarata, entre outras. Obteve-se desvio médio padrão de 0.2 dioptrias.

Apenas como ilustração, mostramos nas figuras 14 e 15 mapas da mesma córnea examinada em ambos aparelhos. Utilizamos o mesmo padrão de cores na escala de dioptrias para facilitar a visualização das semelhanças e diferenças nos mapas (no caso os detalhes em cor não podem ser percebidos aqui, mas os contornos dos padrões de cinza indicam as semelhanças dos mapas). Embora as imagens aqui estejam monocromáticas pode-se perceber que os mapas estão bastante semelhantes, fato que ocorreu para praticamente todos exames.

Com base nas análises quantitativas podemos afirmar que nosso instrumento obtém mapas praticamente idênticos àqueles do instrumento importado. Quantitativamente o desvio médio padrão de 0.2 dioptrias entre os dois instrumentos pode ser considerado um bom resultado, considerando-se duas hipóteses: (1) o topógrafo *EyeSys* é um instrumento internacionalmente aceito pela comunidade oftalmológica e se afirma hoje como um dos maiores padrões em termos de instrumentos deste tipo, logo pressupõe-se que seja confiável e portanto, um bom instrumento para comparações; (2) a reprodutibilidade do topógrafo *EyeSys* é de 0.15 dioptrias (segundo manual do fabricante), logo o desvio médio de 0.2 dioptrias pode ser entendido não como a precisão máxima de nosso instrumento, mas simplesmente como a diferença de nossas medidas com relação a um instrumento que também está sujeito a erro.

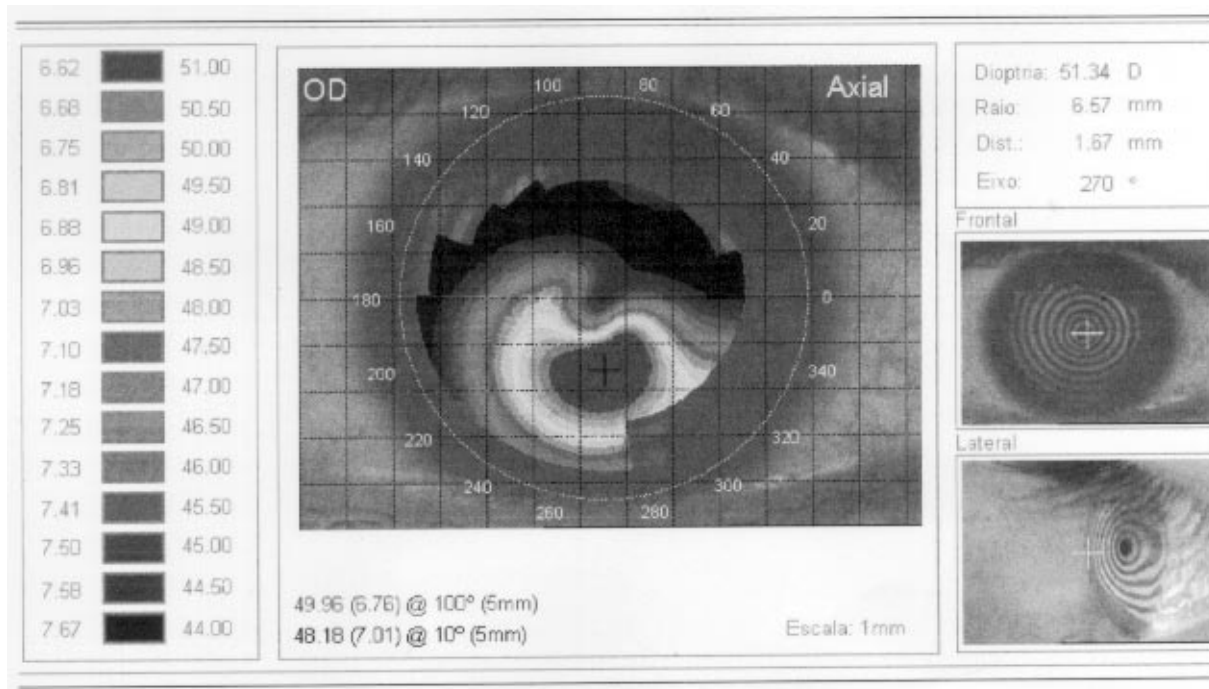


Figura 14. Mapa topográfico de uma córnea com ceratocone, feito em nosso instrumento. A tabela de cores do lado esquerdo indica poder de refração em dioptria e raio de curvatura em mm. As imagens frontal e lateral são dispostas do lado direito. Com elas o médico pode saber se a córnea estava bem centrada e bem focalizada no momento da medida. Além disso o mapa fica sobreposto à imagem da córnea, para auxiliar o médico na localização da região exata que foi examinada. Os outros dados que aparecem no exame são informações úteis para o oftalmologista cuja explicação foge das intenções deste artigo.

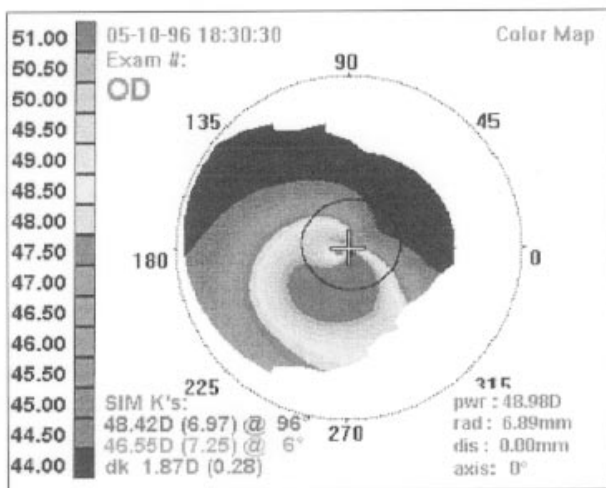


Figura 15. Mapa topográfico da mesma córnea da figura 14 feito no aparelho importado, considerado padrão mundialmente. Embora as imagens aqui não estejam coloridas é possível perceber a semelhança do mapa desta figura com aquele da figura 14 através dos padrões dos contornos em níveis de cinza.

4. Discussão

Apesar de outros modelos matemáticos terem sido implementados, somente o modelo *Axial* pode ser avaliado para córneas, em termos comparativos. Isto

advém do fato que empresas fabricantes de topógrafos, em geral, não deixam explícito quais modelos utilizam para cada tipo de mapa. Mas no caso específico da *EyeSys* sabemos que o mapa tipo *Color Map* utiliza um algoritmo baseado em esferas de calibração [20].

O instrumento apresentado passou e continuará passando por contínuos testes no setor de adaptação de lentes de contato da *Escola Paulista de Medicina - Universidade Federal de São Paulo*. Pretendemos em breve instalar outros instrumentos em outros centros de excelência oftalmológicos do país.

Roberts, C. demonstra que o modelo *Axial* contém erros intrínsecos [18]. Isto ocorre porque a hipótese do modelo é que pontos sobre a córnea refletem raios de luz como se pertencessem a um espelho esférico convexo. Sabe-se que esta aproximação é somente válida para a região central da córnea [17], e que para regiões periféricas os erros podem chegar a 3 dioptrias. Existe um modelo matemático que trata a córnea como uma superfície generalizada e, utilizando princípios complexos de reconstrução de superfícies tridimensionais, consegue obter resultados bem mais precisos (da ordem de 0.001 mm) do que o modelo *Axial* [14, 15]. Pretendemos

futuramente pesquisá-lo e possivelmente implementá-lo em nosso instrumento.

Referências

1. Schanzlin, D. J., Robin, J. B., Corneal Topography-Measuring and Modifying the Cornea, Springer-Verlag, 1991.
2. Placido, A., Novo Instrumento de Exploração da Cornea, Periódico d'Oftalmológica Practica, Lisboa, 1880;5 :27-30.
3. Troutman, R. C., Buzard, K. A., Corneal Astigmatism, Mosby Year Book, St. Louis.
4. Le Grand, Y., El Hage, S. G., Physiological Optics, Springer Series in Optical Sciences, Springer-Verlag, 1980;13.
5. Gullstrand, A., In Helmholtz Treatise on Physiological Optics, Ed. 3, vol. 1.
6. Klyce, S.D., Computer-Assisted Corneal Topography, High Resolution Graphics Presentation and Analyses of Keratometry, Invest. Ophthalmol. Vis. Sci., 1984;25 :426-435.
7. Mandell, R. B., York, M. A., A New Calibration System for Photokeratometry, Am. J. Optom., 1969;46(6):410-417.
8. 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.
9. Knoll, Henry A., Stimson, R., New Photokeratometer Utilizing a Hemispherical Object Surface, J. Optical Soc. Am., 1957;47:221-222.
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 Photokeratometer 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. Mandell, R. B., St Helen R., Mathematical Model of the Corneal Contour, Brit. J. Physiol. Optics., 1971;26:183-197.
18. Roberts, C., 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.
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. Koch, D. D., Foulks, G.N., Moran, C.T., Wakil, J.S., The Corneal Eyesys system: accuracy analysis and reproductivity of first generation prototype. J Refract. Corneal Surgery. 1989;6:423-429.