

Desenvolvimento de um instrumento computadorizado para medida do poder refrativo da córnea (videoceratógrafo)

Development of a computerized instrument (videokeratograph) for the measurement of the corneal refractive power

**Carvalho, L. A. V. ⁽¹⁾

**Tonissi, S. A. ⁽²⁾

**Romão, A. C.

Santos, L. E. ⁽²⁾

Yasuoka, F. ⁽³⁾

Oliveira, A. C. ⁽³⁾

*Schor, P. ⁽⁴⁾

*Chamon, W. ⁽⁴⁾

**Castro, J. C. ⁽⁵⁾

RESUMO

Objetivo: Resumir o desenvolvimento de um Videoceratógrafo (ou menos precisamente, Topógrafo de Córnea) projetado e fabricado no Brasil.

Métodos: Discos de Plácido pintados num anteparo em forma de cone são refletidos pela córnea. As imagens passam por um sistema óptico de aumento e são focalizadas num CCD ("Charge Coupled Device"; nada mais do que uma abreviação para câmeras fabricadas com a tecnologia de semicondutores) atrás do cone. O sinal do CCD é enviado para uma placa de captura de imagens ("frame grabber") instalada em um PC-IBM compatível. Por meio de algoritmos de processamento de imagens, extraem-se das imagens digitalizadas as distâncias de borda dos Discos de Plácido. Estes valores são inseridos em algoritmos com modelos matemáticos da curvatura da córnea, resultando no cálculo da diopia de aproximadamente 5.760 pontos.

Resultados: Assim como em outros aparelhos importados, imprime-se na tela do computador um mapa colorido plano com código de cores relativo aos valores de diopia. 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 de 0,1 para diopia e 0,02 mm para o raio. Foram analisados computacionalmente 5.760 pontos para cada esfera. Em uma amostra de 20 córneas obteve-se desvio médio de 0,2 dioptrias com relação ao topógrafo EyeSys.

Conclusões: Podemos afirmar que o instrumento construído obtém resultados equivalentes àqueles do instrumento importado.

Palavras-chave: Topografia de córnea; Ceratometria; Discos de Plácido.

INTRODUÇÃO

A córnea é responsável pela maior parte do poder de refração total do olho. Há mais de 150 anos, pesquisadores têm tentado descrever suas características topográficas ¹. O método mais antigo de análise topográfica utiliza as características especulares de reflexão da superfície de lágrima, que se forma sobre a porção anterior da córnea. Assim, esta pode ser tratada opticamente como um espelho. Diversos tipos de anteparos, em formato de linhas, quadrados, e anéis concêntricos, eram posicionados defronte à superfície anterior para que, através de análises subjetivas, a topografia desta região pudesse ser investigada.

* UNIFESP - Universidade Federal de São Paulo - Escola Paulista de Medicina.

** Mantém vínculo com a EyeTec Equipamentos Oftálmicos Ltda., empresa que fabrica a versão comercial do instrumento apresentado.

⁽¹⁾ Luis Alberto Vieira de Carvalho: aluno de doutoramento em Física Aplicada pelo IFSC (Instituto de Física de São Carlos) - USP, atualmente realizando a parte instrumental de seu projeto na Universidade da Califórnia em Berkeley - EUA.

⁽²⁾ Luiz Eduardo dos Santos, Silvio Tonissi Jr.: alunos de doutoramento em Física Aplicada pelo IFSC (Instituto de Física de São Carlos) - USP.

⁽³⁾ Fátima Yasuoka, Antonio César Oliveira: alunos de pós-doutorado em Física Aplicada pelo IFSC - USP.
⁽⁴⁾ Dr. Paulo Schor e Dr. Wallace Chamon: setor de cirurgia refrativa do departamento de oftalmologia da UNIFESP.

⁽⁵⁾ Jarbas C. Castro: Professor do IFSC-USP.

Endereço para correspondência: IFSC-Instituto de Física de São Carlos-Grupo de Óptica. Av. Dr. Carlos Botelho, 1465. São Carlos (SP) Brasil CEP 13560-250. luis@adage.berkeley.edu

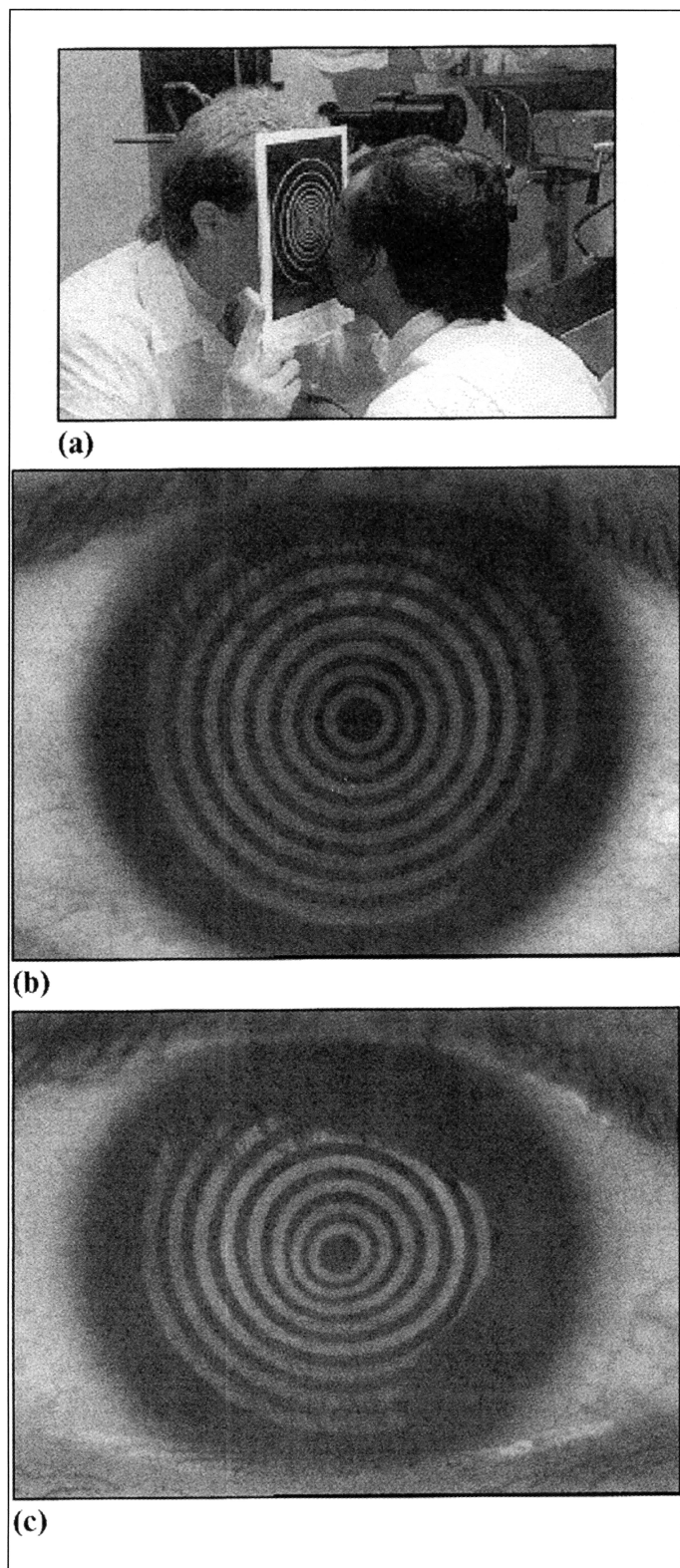


Fig. 1 - (a) Foto que demonstra o princípio dos anéis de Plácido. O padrão refletido pela córnea do paciente pode indicar anomalias na superfície da córnea. (b) A simetria e concentricidade dos anéis refletidos são características típicas de uma córnea aproximadamente esférica. (c) Distorção dos anéis refletidos indicam ser esta uma córnea com superfície irregular.

Em 1880, o português Antonio Plácido² desenvolveu um sistema de análise que está em uso até os dias de hoje. O anteparo era um disco com anéis brancos e pretos alternados, com um orifício central, por onde o observador poderia observar a córnea do paciente (Figura 1(a)). Se o padrão da imagem virtual formada fosse o de anéis aproximadamente circulares e concêntricos, a córnea poderia ser interpretada como aproximadamente esférica (Figura 1(b)); do contrário, a topografia seria de uma superfície distorcida (Figura 1(c)).

A necessidade de um sistema de magnificação na ceratoscopia começou a ser resolvida por Javal ao final da década de 1880³ e Gullstrand^{4,5}, consciente das possibilidades sugeridas por Javal, foi o primeiro a implementar a fotografia à ceratoscopia, chamada de ceratografia. 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.

As repetidas tentativas de desenvolvimento de métodos quantitativos mais eficientes deram origem a uma série de instrumentos, hoje denominados pelo nome *Fotoceratoscópio*. Vários instrumentos deste tipo foram desenvolvidos e testados nas últimas décadas^{6,7,8}. O princípio óptico do Fotoceratoscópio pode ser visto na Figura 2.

Com a diminuição dos custos e compactação de sistemas computacionais a partir da década de 1980, a possibilidade de análises topográficas da córnea com auxílio de instrumentos computadorizados começou a tornar-se uma realidade. O cálculo e a disposição da curvatura de milhares de pontos sobre a córnea poderiam agora ser feitas pelo computador, facilitando o diagnóstico. A estes novos instrumentos computadorizados deu-se o nome de *Topógrafos de Córnea*. Até alguns anos atrás somente alguns países dominavam a tecnologia da topografia computadorizada da córnea. Com pesquisas nesta área desde 1990, construímos um instrumento capaz de reproduzir fielmente os resultados de sistemas comerciais disponíveis. Pela primeira vez foi implementada uma tecnologia totalmente nacional na área de topografia computadorizada da córnea.

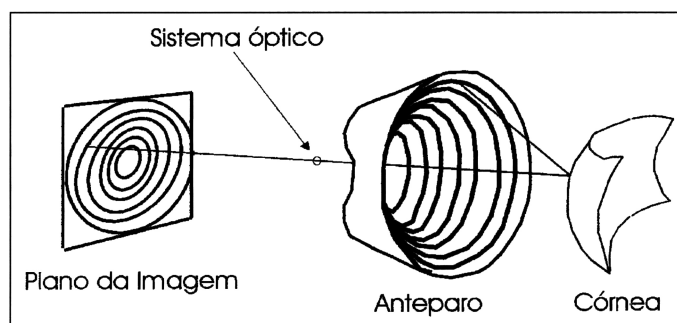


Fig. 2 - Princípio óptico de funcionamento do Fotoceratoscópio (e também do Topógrafo). O anteparo com anéis concêntricos é posicionado defronte à córnea. Os reflexos na superfície da córnea passam por um sistema óptico de magnificação (aqui representado por um ponto) e são focalizados no plano da matriz de um CCD localizado atrás do anteparo.

MATERIAL E MÉTODOS

Instrumento, periféricos e análise das imagens digitalizadas da córnea

O instrumento é constituído de várias partes (Figura 3). A carenagem é feita em fibra de vidro e dá acabamento aos Discos de Plácido e à parte mecânica do sistema. Na parte de baixo existe uma chapa de alumínio onde são fixados os motores e as placas eletrônicas de controle do instrumento. O sistema de projeção de anéis é cônico. O cone foi feito em acrílico translúcido com anéis circulares concêntricos pintados em preto. Por trás dos Discos de Plácido, ao longo do eixo deste, existe um sistema óptico de magnificação das imagens refletidas pela córnea. Tais imagens são focalizadas numa câmara CCD monocromática acoplada ao sistema óptico e também alinhada com o eixo deste. Além do CCD principal (central) existem duas micro-câmeras laterais, para melhores resultados de focalização. O sinal do CCD é enviado a uma placa de aquisição ("frame grabber") instalada no microcomputador.

Após a digitalização, as imagens passam por processamentos computacionais para detecção das bordas dos anéis. Fazendo-se uma projeção dos anéis em duas dimensões (Figura 4(a)) observa-se as variações dos níveis de cinza de um corte passando pela região central da córnea. Para a determinação das bordas dos anéis, calcula-se a derivada ponto a ponto na imagem. Entretanto, para evitar o resultado de captação de sinais gerados pelo próprio método ("noise", ruído de fundo instrumental), os valores são trabalhados de modo a suavizar os pontos, de acordo com a equação abaixo:

$$I(x_B) = 0,5 * I(x_B) + 0,25 * [I(x_A) + I(x_C)] \quad (1)$$

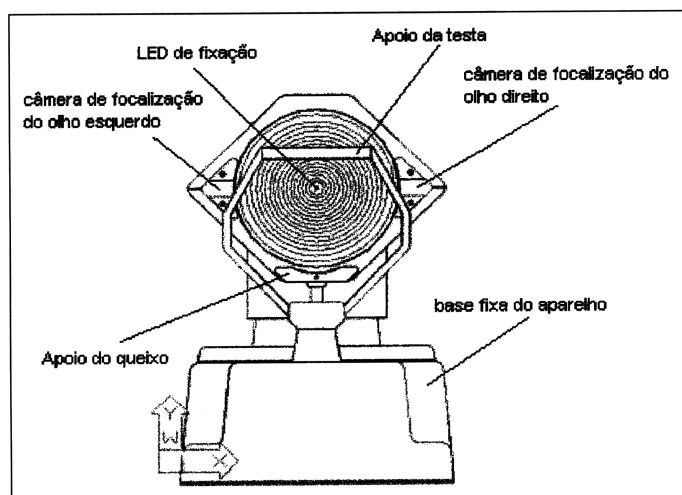


Fig. 3 - Ilustração com algumas características do instrumento. O LED ("Light Emmitting Diode", ou seja, Diodo de Emissão de Luz) de fixação auxilia no momento da medida pois é o ponto onde o paciente deve manter o olhar fixo. Além da câmera central o aparelho dispõe de duas micro-câmeras laterais para auxílio no momento da focalização.

onde $I(x)$ corresponde à intensidade luminosa do ponto x , onde B representa o ponto central e os demais (A e C) representam os pontos vizinhos (anterior e posterior, respectivamente).

Para melhor expor a metodologia, na Figura 4(b) apresentamos a detecção do contorno dos anéis. A *linha 1* mostra as derivadas positivas e a *linha 2* as derivadas negativas.

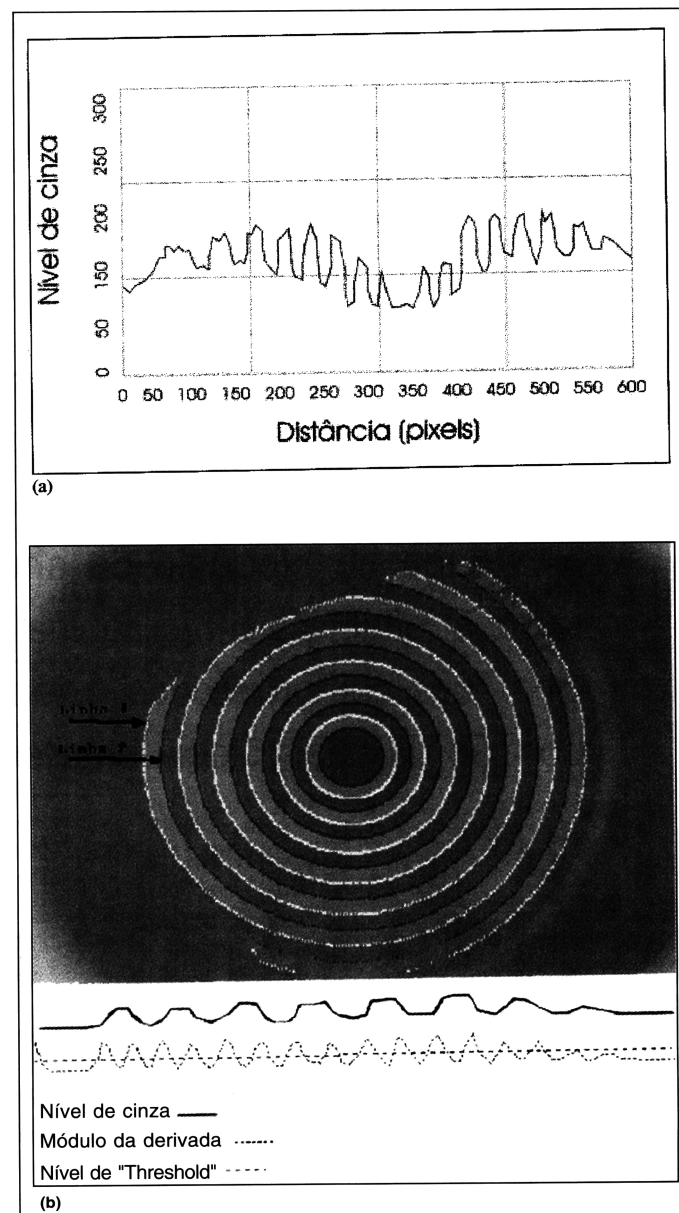


Fig. 4 - (a) Gráfico do perfil das intensidades de cinza versus posição (em pixels) para uma linha horizontal passando pelo centro da imagem. As regiões ascendentes da curva indicam transições de "pixels" escuros para "pixels" claros. As regiões descendentes das curvas indicam transições de "pixels" claros para escuros. (b) Imagem digitalizada depois de processada. Abaixo da imagem podemos ver um resumo de como é feito o processamento. Para cada meridiano, depois de encontrado 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 limiar ("threshold") para determinar os pontos de borda.

Após o cálculo do módulo das derivadas, aplica-se um limiar ("Threshold") para limitar a quantidade de dados e evitar ruídos. Assim obtém-se a localização das bordas dos anéis com maior precisão.

O valores obtidos nesta etapa são inseridos em algoritmos com modelos matemáticos da curvatura (ou topografia) da córnea, e o resultado é apresentado na tela do computador em forma de mapas com códigos de cor associados a diferentes valores de dioptria.

Modelos matemáticos da superfície da córnea

Muitos estudos têm sido feitos no sentido de descrever a superfície da córnea ^{7, 9-17}. A seguir, procuramos dar noções específicas de cada um dos modelos implementados.

Modelo do Espelho Convexo Esférico

Um dos primeiros métodos consiste em considerar a superfície anterior da córnea como sendo esférica e especular, comportando-se, portanto, como um espelho convexo esférico (princípio de Helmholtz para o ceratômetro ^{7, 9}). Da óptica geométrica sabemos 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 5(a), podemos calcular o raio de curvatura:

Por semelhança de triângulos na Figura 5(a) temos:

$$\frac{h}{H} = \frac{R - S'}{R + S} \quad (2)$$

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 ⁹, resolvendo a equação para R temos:

$$R = \frac{2S}{H}h \quad (3)$$

Após este modelo simplificado que considera pontos isolados do anteparo, 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 ¹⁷.

Modelo Elíptico

Sabe-se hoje que o modelo esférico tem melhores resultados para regiões centrais da córnea ¹⁷. Em direção à periferia os erros ficam maiores. Descobriu-se que a córnea é menos curva na periferia ¹⁷. Outros modelos matemáticos foram desenvolvidos para tentar levar isto em consideração, originando a idéia de se aproximar o contorno por elipses ⁹.

Problemas surgem quando se aplica o modelo de contornos elípticos em olhos com grandes curvaturas localizadas,

cujo caso mais típico é o ceratocone. Elipses não conseguem acompanhar o "cone" local que existe neste tipo de córnea, que acarreta erros que podem passar de 3 dioptrias. Em um trabalho anterior ¹⁹ implementamos o modelo elíptico sugerido por Mammone et al. ⁹ e comprovamos a ineficiência deste método para córneas com estas características.

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

Outro método para calcular a curvatura, diferente do conceito destes anteriores baseia-se em esferas de calibração ²⁰. O princípio de funcionamento é basicamente o seguinte: várias esferas de aço (normalmente são quatro) de raios conhecidos são colocadas em um suporte e as imagens de seus reflexos são processadas e armazenadas no computador. Para medir uma córnea qualquer, os seus parâmetros são comparados com aqueles das esferas e o raio de curvatura de cada ponto da córnea é calculado. O algoritmo para este sistema, 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 topógrafo gera uma imagem na qual as curvas $C_1, ..., C_{16}$ 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 $[c_i^l, c_{i+1}^l]$, calcule α tal que $h_i^j = (1-\alpha)c_i^l + \alpha.c_{i+1}^l$. Então o valor do raio r_i^j correspondente ao ponto p_i^j da imagem em questão é dado por $(1-\alpha)R_l + \alpha.R_{l+1}$.

Uma das críticas que se faz a respeito deste modelo é a sua imprecisão, quando usado para medir 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 teste elíptica, com raio apical 7,5 mm e excentricidade 0,5, obteve-se um erro de 3 dioptrias. A fonte de tais erros pode ser entendida com ajuda da ilustração na Figura 5(c).

A curva mostrada é um corte do elipsóide utilizado por Roberts ¹⁸. Se tivéssemos uma superfície esférica, o centro de curvatura instantânea (CC Instant) coincidiria com o centro de curvatura do *modelo axial* (CC Axial).

Modelo Independente de Formas Preestabelecidas

Outra técnica para solucionar o problema foi proposta por Doss et al. ¹¹ e depois aprimorada por Wang et al. ¹⁰ e van Saarloos ¹². Trata-se de um modelo que, ao contrário dos anteriores, não faz pressuposição a respeito da curva que melhor descreve o contorno da córnea. Aliás, como veremos,

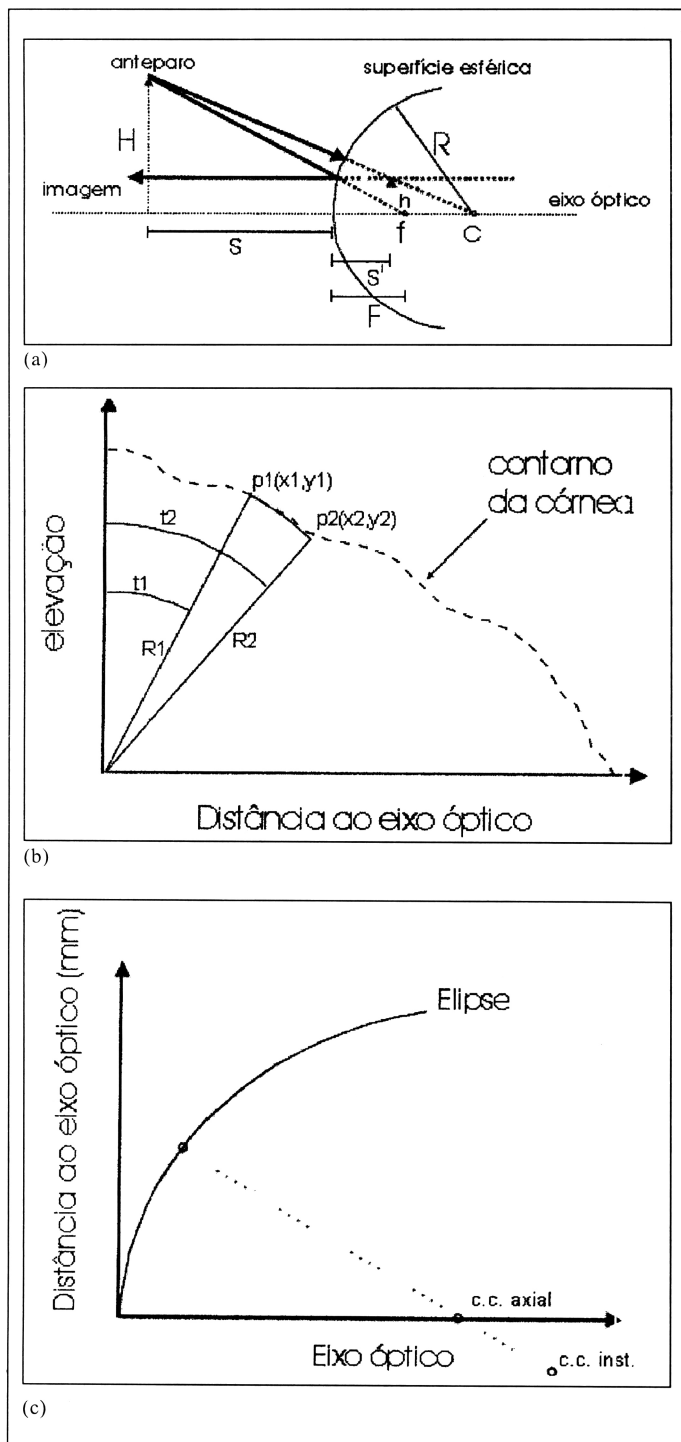


Fig. 5 - (a) Princípio óptico para dedução do modelo esférico (ou princípio de Helmholtz), o qual considera a córnea como sendo um espelho esférico convexo. A altura H refere-se ao ponto do anteparo que está sendo considerado; h refere-se à distância de borda na imagem refletida (imagem virtual formada 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. (b) Diagrama utilizado para dedução da equação recursiva. (c) Diferença dos centros de curvatura instantâneo (CC Inst.) e axial (CC Axial). Quando a superfície considerada não é esférica, estes pontos não coincidem.

o modelo é independente de qualquer curva analítica. É implementado através de um processo iterativo utilizando uma equação recursiva, ou seja, cujo valor de profundidade y (Figura 5(b)) para um certo ponto depende do anterior. Tal equação foi deduzida traçando-se arcos circulares entre os pontos refletidos dos anéis, e fazendo o valor da tangente em cada um destes pontos coincidir:

$$y_i = y_{i-1} - \frac{(x_{i-1} - x_i)(\cos t_{i-1} - \cos t_i)}{\sin t_{i-1} - \sin t_i} \quad (4)$$

Estas grandezas estão representadas na Figura 5(b). O coeficiente i refere-se ao ponto do anel considerado (P_i), y é a altura da superfície da córnea, x é a distância até o eixo óptico e t é o ângulo entre R_i e o eixo y .

Pela equação recursiva necessitamos sempre da coordenada x, y de um ponto para poder calcular aquela correspondente ao ponto posterior. Vamos fazer uma análise da óptica geométrica envolvida neste caso para que possamos calcular um primeiro valor para o par (x_0, y_0) , a partir do qual pode-se então calcular os pares coordenados seguintes $(x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots, (x_{16}, y_{16})$.

A figura 6 mostra o caminho óptico e as distâncias consideradas para este modelo: r é um dos pontos do anteparo, distando m_1 do plano da lente L . Um raio de luz, proveniente de r incide na córnea C e é refletido em direção à lente L (considerada aqui como pontual). \bar{y}_0 é a grandeza que estamos querendo determinar, ou seja, o raio para a região central, para que a partir dele possamos calcular os outros valores. W_d é a distância focal da lente, Δ é a distância sagital, \bar{x}_i e \bar{x}_l são as

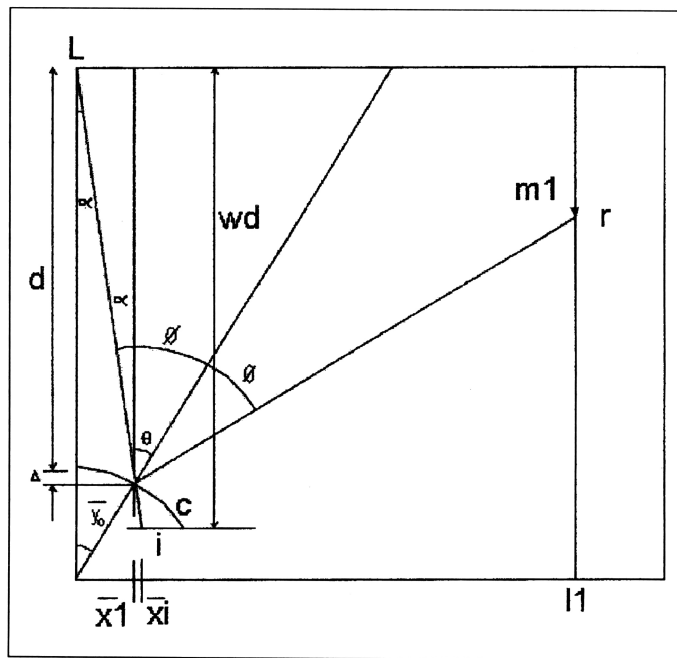


Fig. 6 - Geometria óptica utilizada por van Saarloos para calcular a curvatura média da região apical da córnea.

distâncias do ponto de incidência na córnea e da imagem I formada, respectivamente. Utilizando equações simples da geometria, baseadas na figura anterior, obtém-se uma equação para \bar{y}_0 (raio de curvatura da região central) em função de todos esses parâmetros descritos:

$$\bar{y}_0 = \frac{\bar{x}_1}{\sin \left\{ \frac{1}{2} \left[\tan^{-1} \left(\frac{l_1 - \bar{x}_1}{d + \Delta - m_1} \right) - \tan^{-1} \left(\frac{\bar{x}_1}{w_d} \right) \right] \right\}} \quad (5)$$

Estima-se um valor inicial de $\bar{y}_0 \approx 7,8$ mm. Sem muita perda na precisão, podemos fazer $\Delta = 0$ e $d = w_d - 7,8/2$ na equação ¹². \bar{x}_1 é obtido da imagem digitalizada (distância de borda) e \bar{x}_1 é calculado através das equações:

$$\tan \alpha = \frac{\bar{x}_1}{w_d} \quad (6)$$

$$\bar{x}_1 = (d + \Delta) \tan \alpha \quad (7)$$

Depois de calculado o primeiro par ordenado (x_0, y_0) , aproximando-se x_0 sempre igual a zero, pode-se dar início ao cálculo recursivo dos outros pares ordenados de cada borda pela equação ¹⁰. van Saarloos simulou computacionalmente uma superfície cujo contorno é descrito por um polinômio de quinto grau e, através de técnicas de "ray tracing" (técnica comum utilizada em projetos ópticos), obteve o padrão da imagem que seria refletida por tal superfície. Aplicou os cálculos que acabamos de descrever e obteve erros menores que 0,01 mm.

RESULTADOS

Medidas em esferas e comparações com instrumento comercialmente disponível

Foram implementados no computador todos os modelos descritos anteriormente. Por motivos de viabilidade de comparação de nossas medidas com a de outro aparelho comercial (*EyeSys, Houston, TX, USA*) vamos nos ater ao modelo chamado *Axial*, conhecido também como *Color Map*. Este é o único modelo matemático do topógrafo da *EyeSys* que sabidamente ²⁰ utiliza um algoritmo baseado em esferas de calibração. Portanto não há sentido comparar medidas de outros modelos.

Inicialmente, para comprovar a eficiência do modelo, foram traçadas curvas de calibração 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 1 existem quatro valores de distância, referentes a cada esfera. Para a

Tabela 1. Tabela com valores de distância das bordas 1 a 16 (em mm.) para 4 esferas de calibração de raios diferentes. Com base nestes valores são traçadas as curvas de calibração, não ilustradas aqui.

| 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 |

borda 2 também, e assim por diante (Tabela 1). Dada uma imagem arbitrária, para calcular o valor do raio de curvatura de um ponto que pertence à n-ésima borda, encontra-se a reta referente à n-ésima borda. Nesta reta achamos o valor de raio de curvatura correspondente à distância de borda encontrada na imagem arbitrária.

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 de 0,1 para dioptria e 0,02 mm para o raio. Foram analisados computacionalmente 5.760 pontos (16 bordas para cada um dos 360 ângulos no plano da imagem) para cada esfera.

Para quantificação da precisão em córneas foram comparados 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, pós-ceratotomia radial, pós-PRK, entre outras. Obteve-se desvio médio de 0,2 dioptrias.

Apenas como ilustração, mostramos na figura 7 dois mapas de córneas medidas em ambos aparelhos. Utilizamos o mesmo padrão de cores na escala de dioptrias para facilitar a observação das semelhanças e diferenças dos mapas. Pode-se perceber que os mapas são bastante semelhantes, fato que ocorreu em praticamente todas as medidas.

Com base nas análises quantitativas podemos afirmar que nosso instrumento obtém mapas praticamente idênticos àqueles do instrumento comercialmente disponível. Quantitativa-

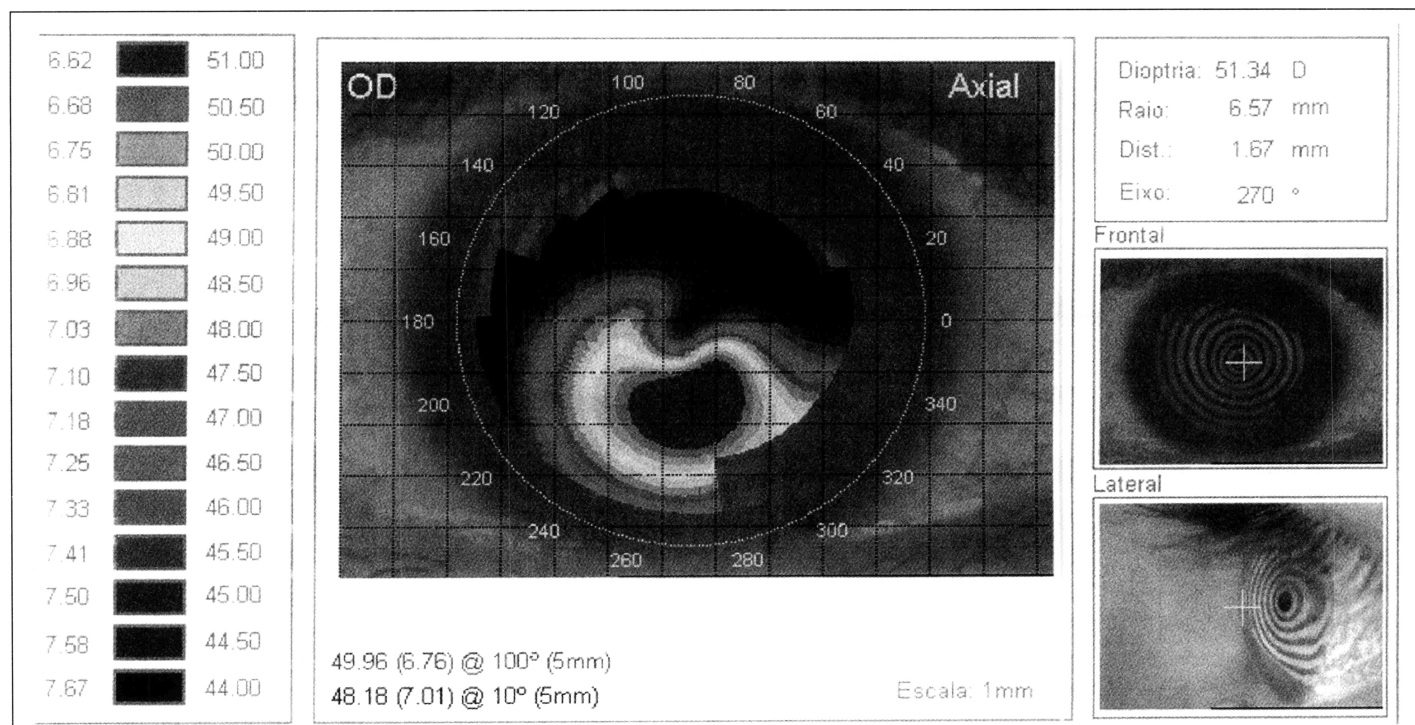


Fig. 7(a) Mapa topográfico de uma córnea com ceratocone, feito em nosso instrumento. A tabela de cores do lado esquerdo indica poder de refração em dioptria e raio de curvatura em mm. As imagens frontal e lateral são dispostas do lado direito. Com elas é possível saber se a córnea estava bem centrada e focalizada no momento do exame.

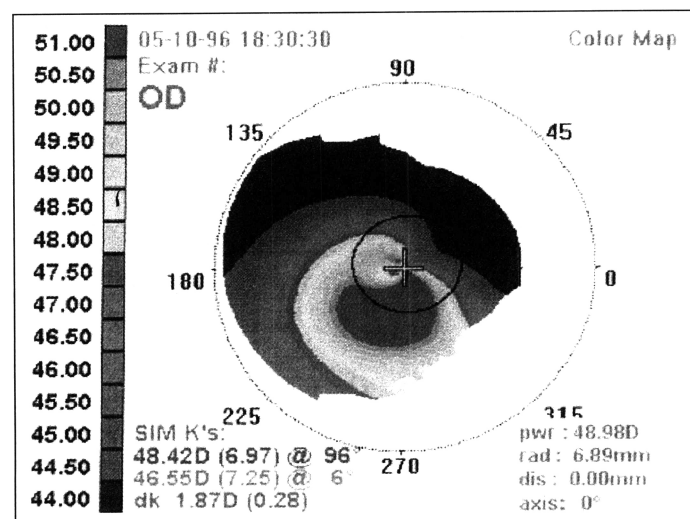


Fig. 7(b) Mapa topográfico da mesma córnea examinada no aparelho importado, considerado padrão mundialmente. Embora as imagens aqui não estejam coloridas é possível perceber a semelhança dos mapas.

mente o desvio médio 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; (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.

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 de que empresas fabricantes de topógrafos, em geral, não deixam explícitos quais modelos utilizam para cada tipo de mapa. Mas no caso específico da *EyeSys* sabe-se que o mapa tipo *Color Map* utiliza um algoritmo baseado em esferas de calibração²⁰.

O instrumento apresentado passou e continuará passando por contínuos testes no Departamento de Oftalmologia da UNIFESP-EPM. Pretendemos em breve instalar outros instrumentos em outros centros de excelência oftalmológica do país. O aparelho testado se mostrou comparável ao instrumento comercial disponível na UNIFESP-EPM.

Outra inovação é que as imagens central e lateral são impressas junto ao mapa (Figura 7(a)), sendo uma prova incontestável da qualidade (ou da não qualidade) do exame

realizado, pois elas servem para verificar se a córnea, no momento da medida, estava corretamente focalizada e centralizada. Acreditamos que esta inovação irá diminuir eventuais necessidades de repetir medidas, por insegurança na qualidade das mesmas.

Roberts demonstra que o modelo *Axial* contém erros intrínsecos¹⁸. 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 córnea¹⁷, e que para regiões periféricas os erros podem chegar a 3 dioptrias¹⁸. 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 do que o modelo *Axial* (da ordem de 0,001 mm)¹⁴. Não existem ainda instrumentos comerciais com este modelo, pois os tempos de cálculo ainda são muito altos para os computadores PC-IBM compatíveis (da ordem de minutos). Pretendemos futuramente pesquisá-lo e possivelmente implementar versões eficientes em nosso instrumento.

SUMMARY

Purpose: *We have developed the first Brazilian Videokeratograph (or less accurately, Corneal Topographer).*

Methods: *Placido discs painted on a conic pattern are reflected by the cornea. The images are magnified and focused on a CCD behind the cone. The CCD's signal is sent to a frame grabber mounted on a compatible IBM PC. By means of digital image processing algorithms, border distances of the Placido discs are extracted from the digitized images. These values are put into an algorithm with mathematical models of the corneal curvature.*

Results: *As in other topographers a color coded diopter plane map is plotted on the computer screen. For a set of 9 spheres of radius: 5.50, 5.75, 6.00, 6.25, 6.75, 7.00, 7.25, 7.50, 7.75 mm an error of 0.1 diopter for refractive power and 0.02 mm for curvature, was obtained. 5,760 points were analyzed for each sphere. Exams of 20 corneas were compared and an error of 0.2 diopters was obtained relative to an Eyesys topographer.*

Conclusions: *We may affirm that with our instrument results very similar to those of the topographer used for comparison are obtained.*

Keywords: *Corneal topography; Keratometry; Placido Discs.*

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Schanzlin DJ, Robin JB. Corneal Topography-Measuring and Modifying the Cornea. Springer-Verlag 1991;vii.
2. Placido A. Novo Instrumento de Exploração da Cornea. Periodico d'Oftalmológica Practica 1880;5:27-30.
3. Troutman RC, Buzard KA. Corneal Astigmatism. Mosby Year Book, St. Louis.
4. Le Grand Y, El Hage SG. Physiological Optics, Springer Series in Optical Sciences, Springer-Verlag, 1980; capítulo 13.
5. Gullstrand A. In Helmholtz Treatise on Physiological Optics, Ed. 3, vol. 1.
6. Mandell RB, York MA. A New Calibration System for Photokeratoscopy. Am J Optom 1969;46(6):410-7.
7. Stone J. The Validity of Some Existing Methods of Measuring Corneal Contour Compared with Suggested New Methods. Brit J Physiol Opt 1962;19:205-30.
8. Knoll HA, Stimson R. New Photokeratoscope Utilizing a Hemispherical Object Surface. J Optical Soc Am 1957;47:221-2.
9. Mammone RJ, Gersten M, Gormley DJ, Koplin RS, Lubkin VL. 3D Corneal Modeling System. IEEE Trans Biomedical Eng 1990;37:66-73.
10. Wang J, Rice DA, Klyce SD. A New Reconstruction Algorithm for Improvement of Corneal Topographical Analysis. Refract. Corneal Surg 1989;5:379-87.
11. Doss JD, Hutson RL, Rowsey JB. Method for Calculation of Corneal Profile and Power Distribution. Arch Ophthalmol 1981;99:1261-5.
12. van Saarloos, Paul P, Constable IJ. Improved Method for Calculation of Corneal Topography for Any Photokeratoscope Geometry. American Academy of Optometry 1991;68:960-5.
13. Halstead MA, Barsky BA, Klein SA, Mandell RB. Geometric Modeling of the Cornea Using Videokeratography. Mathematical Methods for Curves and Surfaces 1995;213-23.
14. Halstead MA, Barsky BA, Klein SA, Mandell RB. A Spline Surface Algorithm for Reconstruction of Corneal Topography from a Videokeratographic Reflection Pattern. Optom and Vis Sci 1995;72:821-7.
15. Wilson SE, Verity SM, Conger DL. Accuracy and Precision of the Corneal Analysis System and the Topographic Modeling System. Cornea 1992;11(1):28-35.
16. Klyce SD. Computer-Assisted Corneal Topography, High Resolution Graphics Presentation and Analyses of Keratometry. Invest Ophthalmol Vis Sci 1984;25:426-35.
17. Mandell RB, St Helen R. Mathematical Model of the Corneal Contour. Brit J Physiol Optics 1971;26:183-97.
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;10:103-11.
19. Paranaguá E, Carvalho LAV, Castro JC. Construção de um Topógrafo de Córnea III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, Campos de Jordão-Outubro de 1996.
20. Koch DD, Foulks GN, Moran CT, Wakil JS. The Corneal Eyesys system: accuracy analysis and reproductivity of first generation prototype. J Refract Corneal Surgery 1989;6:423-9.

Novidades na Internet!!!

Agora no site CBO você tem disponível todas as informações na íntegra dos

Arquivos Brasileiros de Oftalmologia

<http://www.cbo.com.br/abo>