

Instrumento Computadorizado para Medidas *in vivo* do Poder Refrativo da Córnea Durante o Ato Cirúrgico

L.A.V. Carvalho^{a,*}, P. Schor^b, W. Chamon^b, J.C. Castro^a

^aIFSC-Instituto de Física de São Carlos-Grupo de Óptica

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

^bUNIFESP, Universidade Federal de São Paulo, Escola Paulista de Medicina

Recebido em 17 de Janeiro, 2003. Versão final recebida em 07 de Agosto, 2003.

We have developed a novel instrument for computerized corneal topography (videokeratography) during surgery. The instrument measures a region of approximately 7 mm in diameter, providing the surgeon with precise values of power and astigmatism. The system is based on a Placido Disc projecting system. A 50% beam splitter attached to the body of the microscope reflects the Placido Disc pattern. At the beam splitter we installed a homemade adaptor and a CCD monochromatic camera. A frame grabber is installed in an IBM compatible PC and images are digitized at resolution of 480x640 pixels. Algorithms based on image processing techniques were implemented for edge detection of Placido Disc patterns. Calibrating curves based on 4 spherical surfaces are generated and approximately 3600 points are calculated for each exam. Preliminary measurements on 10 healthy corneas were compared with the measurements of a commercial non-surgical videokeratographer (*EyeSys System 2000*). Mean deviation was 0.05 mm for radius of curvature, 0.24 D for power and 5 degrees for cylinder. This system, with some improvements, may be successfully used to diminish high post surgical astigmatism in surgeries such as cataract and corneal transplant (keratoplasty). This system could also be used to gather preoperative data in corneal topography assisted LASIK.

corneal topography, videokeratography, corneal surgery, cataract, Keratoplasty.

Neste trabalho desenvolvemos um instrumento para videoceratografia computadorizada durante o procedimento cirúrgico. Uma região da córnea de aproximadamente 7mm de diâmetro pode analisada, dando ao cirurgião informações sobre o poder refrativo e o astigmatismo da córnea. O sistema é baseado na iluminação de um cone com Discos de Plácido, fixado na lente objetiva do microscópio cirúrgico. No divisor (50%) de feixes do microscópio foi instalada uma câmera CCD monocromática. Uma placa de aquisição (*frame grabber*) de imagens foi instalada em um microcomputador IBM compatível e imagens foram digitalizadas em resolução de 480x640 *pixels*. Algoritmos para processamento de imagens foram implementados para detecção das bordas dos Discos de Plácido. Curvas de calibração são geradas baseadas em 4 superfícies esféricas e aproximadamente 3600 pontos são calculados em cada exame. Posteriormente, 10 córneas saudáveis foram comparadas utilizando um videoceratógrafo comercial importado (não cirúrgico) (*EyeSys System 2000*) para o voluntário na posição vertical. O desvio médio foi 0.05 mm para raios de curvatura, 0,24 D para poder e 5 graus para eixo. Este VC cirúrgico pode ser usado para monitorar e reduzir astigmatismos residuais em cirurgias de catarata extracapsular e ceratoplastia penetrante e lamelar. Este aparelho, com algumas melhorias, pode também ser usado para diminuir a incidência de astigmatismos residuais em cirurgias de catarata e transplante de córnea (ceratoplastia). Também pode ser utilizado para colher dados pré-operatórios em cirurgias LASIK assistido por topografia de córnea.

Ceratometria, topografia de córnea, cirurgia da córnea, catarata, ceratoplastia.

1 Introdução

Embora a maioria dos videoceratógrafos (VC) comerciais meça a curvatura da córnea com razoável precisão, nenhum deles foi projetado para ser usado durante a cirurgia (pode-se usar o termo *percirúrgico*, mas usaremos aqui apenas o termo *cirúrgico*)¹. Outros autores resolveram o problema de medidas da região central da córnea (ceratometria em uma circunferência de aproximadamente 3 mm)^{2,3,4,5}, mas nen-

hum deles desenvolveu um sistema para medidas de áreas maiores que 3 mm e que permitisse o processamento computacional das imagens de Plácido e impressão (no monitor ou na impressora colorida) de mapas topográficos da córnea, com todo o processo durante a cirurgia. Em um trabalho anterior⁶ nosso grupo desenvolveu um ceratômetro computadorizado com processamento de imagens e visualização de dados automatizados, mas que realizava medidas limi-

*lavcf@ifsc.sc.usp.br

tadas, assim como outros ceratômetros, somente aos 3 mm centrais

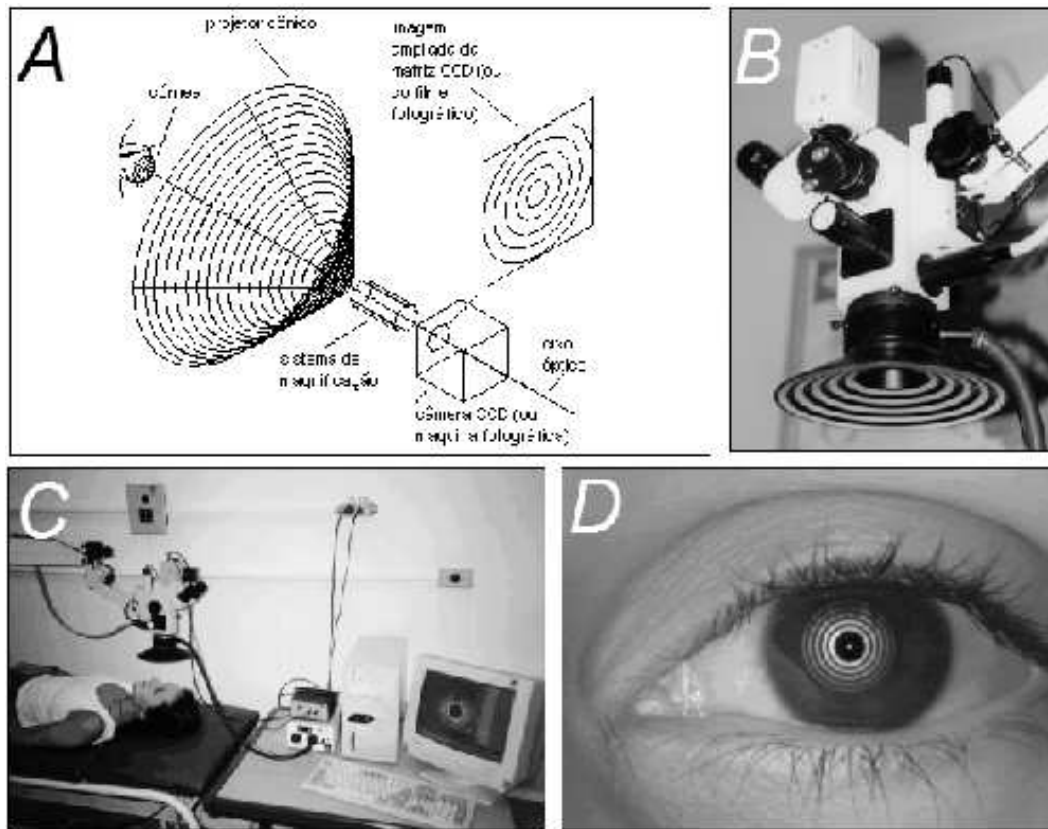


Figura 1. (A) Princípio do Videoceratógrafo. O projetor cônico é feito de acrílico translúcido e tem em sua superfície anéis pretos e anéis incolores. Quando iluminado por trás projeta na córnea do paciente um padrão de anéis conhecido como Discos de Plácido. A imagem destes discos passa a ser o objeto de uma sistema óptico de magnificação instalado também atrás do cone, juntamente com um CCD onde as imagens são formadas; (B) visão inferior dos Discos de Plácido instalados no microscópio cirúrgico; (C) instrumento montado no laboratório. Podemos ver os Discos de Plácido acoplados ao microscópio cirúrgico, com o cabo de fibras ópticas acoplados à fonte de luz fria e o computador ao lado. No monitor do computador vemos as imagens ao vivo da córnea do paciente com os Discos de Plácido refletidos; (D) Imagem digitalizada pelo sistema mostrado em (C). Podemos perceber nitidamente os Discos de Plácido para uma região de aproximadamente 7 mm em diâmetro com a reflexão do LED ao centro.

da córnea. No atual projeto foi desenvolvido um sistema computadorizado para medidas de áreas bem maiores da córnea (até 7 mm), caracterizando este novo equipamento como um *Topógrafo de Córnea Cirúrgico* ou, mais formalmente, como um *Videoceratógrafo Cirúrgico*, instrumento inédito em hospitais e clínicas. Nosso argumento é que existem certos procedimentos cirúrgicos que podem se beneficiar com a utilização de um sistema como este, como a extração extra-capsular da catarata, ceratoplastia (transplante de córnea) penetrante e lamelar, entre outros. No caso da extração extra-capsular da catarata, por exemplo, o aparelho pode ser usado pra reduzir a incidência do astigmatismo residual. Essa possibilidade foi verificada por Troutman et al.³, usando sua própria invenção, o *Ceratômetro de Troutman*, que permite o controle cirúrgico da região central da córnea ajudando a diminuir astigmatismos pós-operatórios superiores a 2D em cirurgias convencionais de catarata. Torna-se claro que um aparelho cirúrgico mais sofisticado que o de Troutmann poderia medir a superfície da córnea e poderia ser mais eficiente⁷. Em um estudo mais recente,

Wiesinger-Jendritza et al.⁸ mostraram que o procedimento cirúrgico LASIK (*Laser assisted in situ keratomileusis*, técnica cirúrgica onde o laser inside em camadas internas da córnea) pode ser melhor sucedido se assistido por dados pré-operatórios obtidos com a topografia de córnea. Embora eles não tivessem utilizado um equipamento cirúrgico para a realização desses estudos, acreditamos que nosso sistema pode ser útil pois dados imediatamente pré-cirúrgicos podem ser obtidos com o paciente em posição cirúrgica (ou seja, na posição horizontal, ao contrário dos aparelhos não cirúrgicos, onde a posição do paciente é vertical, geralmente sentado).

2 Desenvolvimento

2.1 Dispositivos básicos

Como a maioria dos VC, nosso sistema é baseado no princípio de Plácido⁸ (Figura 1(a)). Nós projetamos e con-

struímos um dispositivo em forma de cone e com 10 discos concêntricos com alta intensidade de iluminação. Este dispositivo é fixado na lente objetiva do microscópio cirúrgico

convencional (óptica compatível com Zeiss) e a luz refletida pela córnea passa por dois caminhos distintos: o caminho

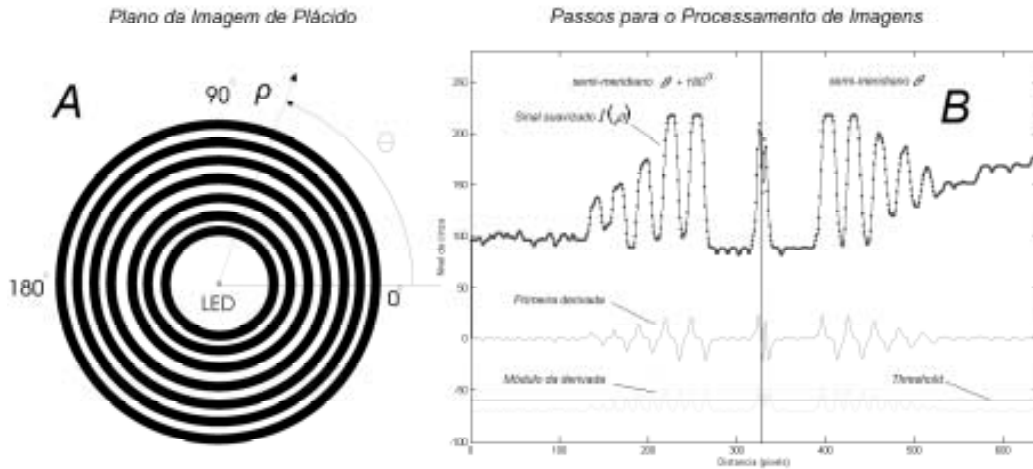


Figura 2. (A) Plano da imagem dos Discos de Plácido. O processamento de uma imagem bi-dimensional é transformado em um problema uni-dimensional fazendo-se “cortes” do sinal (nível de cinza, $I(\rho)$) para 360 semi-meridianos (θ); (B) sinal do nível de cinza ($I(\rho)$) para dois semi-meridianos (θ do lado direito da figura e $\theta + 180^\circ$ do lado esquerdo). O sinal é inicialmente suavizado utilizando-se uma função Gaussiana (veja curva “Sinal suavizado”), depois é extraída a primeira derivada ($\partial I/\partial \rho$) e seu módulo ($|\partial I/\partial \rho|$). A média do módulo da derivada soma a um valor constante permite o cálculo de uma linha limiar (*threshold*). A intersecção desta linha com o módulo da derivada caracteriza os pontos de borda.

usual até as lentes oculares do microscópio e um segundo caminho pelo divisor de feixes instalado no corpo do microscópio. Este segundo caminho conduz os raios à matriz de uma CCD (resolução 480x640) monocromática. A CCD capta a mesma imagem vista pelo cirurgião nas oculares do microscópio (Figura 1 (b)).

Imagens são capturadas e gravadas no formato *bitmap* no disco rígido do computador assim que o cirurgião pressiona um pedal. Um diodo emissor de luz (LED) de 5V foi instalado ao centro dos Discos de Plácido como ponto de fixação para o paciente (Figura 1(D)). Durante a digitalização da imagem, o olho do paciente deve estar alinhado com o eixo óptico do sistema. A luz do microscópio deve ser desligada para evitar reflexões exógenas de luz.

2.2 Processamento de imagens de plácido

O processamento de imagem começa depois da digitalização (veja Figura 2). O algoritmo encontra a posição do LED central e a partir deste ponto começa a detecção das bordas dos discos de Plácido. Outros autores⁵ descreveram métodos que examinam minuciosamente a imagem em linhas horizontais e determinam as bordas pela diferença na intensidade dos níveis de cinza. Nós sugerimos transformar a imagem de Plácido no plano cartesiano (x, y) para coordenadas polares (ρ, θ), com a origem na posição do LED. Isto simplifica o problema da detecção das bordas por causa da simetria aproximadamente polar dos discos. Examinando a imagem na direção radial (Figura 2 (a)) esta tarefa pode ser reduzida para um problema unidimensional. Imprimindo-se

a intensidade de nível de cinza (0-255) para ângulos polares entre 0 e 360 graus obtêm-se curvas com diferentes níveis de cinza (Figura 2(B)). Os níveis mais altos estão associado com discos mais brilhantes e os níveis de cinza mais baixos estão associados aos discos mais escuros da imagem.

2.3 Calculando poder refrativo da córnea

Vários autores têm explorado o desafio de calcular parâmetros associados à superfície da córnea baseados nas imagens de Plácido. Alguns modelos matemáticos podem ser encontrados no trabalho de Mandell et al.^{10,11}, Mammone et al.¹², Klyce¹³, Klein¹⁴⁻¹⁶, van Saarloos et al.¹⁷, Halstead et al.¹⁸. Aqui é descrito apenas o método que foi utilizado neste trabalho, que pode ser designado como o *algoritmo das esferas de calibração*¹⁸. Este método é baseado em imagens coletadas de uma série de superfícies esféricas de calibração e curvaturas (poderes dióptricos) ditas *axiais*. Uma descrição dos métodos que calculam outras curvaturas bem como suas vantagens e desvantagens são dadas por Klein et al.^{15,16}.

Para a calibração usamos 4 superfícies esféricas de vidro de diferentes raios de curvatura (7.73, 8.05, 8.34 e 8.91 mm) e parâmetros das bordas para todas elas usando o algoritmo descrito acima. A partir dessa informação utiliza-se o método dos mínimos quadrados para gerar os arquivos de calibração (raio de curvatura (R , em mm) *versus* distância radial (ρ)). Cada linha corresponde à interpolação dos dados das 4 superfícies esféricas e contém os dois parâmetros de uma reta (a , o ponto de intersecção com as ordenadas e

b , a inclinação da reta):

$$R = a + b.\rho \quad (1)$$

Pela equação (1) podemos calcular o raio de curvatura para qualquer ponto da borda numa superfície arbitrária. Para melhorar a performance do algoritmo foi implementado uma consulta à tabela de valores para cada borda, contendo a distancia da borda em uma coluna e raio de curvatura em outra. Desta maneira os valores de raio de curvatura podem ser rapidamente acessados. O poder dióptrico (em dioptrias) pode então ser calculado pela equação do *Fabricante de Lentes*¹⁹

$$D = \frac{n_c - n_{ar}}{R} \quad (2)$$

onde n_c é o índice de refração da córnea e n_{ar} é o índice de refração do ar. Para n_c foi usado o índice de refração 1.3375 do olho esquemático reduzido de Gullstrand, usado em ceratômetros. E para n_{ar} o valor 1.000 foi usado. O denominador é o raio de curvatura local, em metros.

Usando este método alguns milhares de pontos sobre a córnea podem ser calculados (aprox. $360 \times 10 = 3600$). Utilizamos técnicas de visualizações similares aos topógrafos comerciais mais conhecidos, i.e., mapas coloridos planos, originalmente sugerido por Klyce¹³. As curvaturas pontuais são interpoladas na direção radial (Figura 2(a)) usando polinômios de terceira ordem (*splines* cúbicas)²⁰ para cada semi-meridiano para gerar mapa colorido suave em duas dimensões. Uma tabela de cor com 15 cores diferentes foi associada com valores variados de raio de curvatura e dioptria. O valor máximo e o mínimo da tabela varia de acordo com a dioptria média para cada exame.

3 Resultados

O instrumento foi originalmente testado em inúmeras superfícies esféricas (total de 12) diferentes daquelas usadas para calibração (raio variando entre 6.78 e 8.80 mm). Como esperado, quase todos os mapas coloridos foram impressos com valores de curvatura aproximadamente constantes. O desvio médio para raio foi de 0.02 mm e 0.12D para dioptria, resultado mais preciso que ceratômetros convencionais¹.

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

Figura 3 nós mostramos dois casos para comparação qualitativa dos resultados.

Figura 3. (A) e (B): Comparação de mapas coloridos para um astigmatismo a favor da regra. Neste caso, notamos que o posicionamento correto da cabeça do paciente é extremamente importante para obtenção precisa de valores para eixos astigmáticos. Há uma sutil diferença com relação ao eixo obtido no *EyeSys* (a) devido ao posicionamento levemente inclinado do paciente na maca. Também notamos que, pelo fato de nosso sistema de Discos de Plácido não ter miras centrais (uma limitação imposta pelo diâmetro da lente objetiva do microscópio), a porção central do nosso mapa (aproximadamente 1.5 mm de diâmetro) tem cor constante (não mostra o padrão “ampulheta”) quando comparado com o mapa do *EyeSys*; (C) e (D) Um voluntário com ceratocone. Editamos manualmente um círculo preto no mapa do *EyeSys* (C) para designar a área correspondente mapeada em nosso sistema. Notamos em nosso exame (D) que o a região do ceratocone foi detectada mas não totalmente, e isto é devido à nossa limitação ao valor de 7mm de diâmetro da região mapeada, menor que a região mapeada pelo *EyeSys* (9-11 mm). Devemos notar as similaridades visuais nas formas e similaridades quantitativas nos valores das dioptrias indicadas nas escalas laterais.

Resultados quantitativos foram os seguintes (observação: todos os desvios dos nossos dados foram calculados em relação às medições realizadas no *EyeSys*): desvio médio em raio de curvatura para todos os exames foi menor que ou igual a 0.05 mm para 8 dos casos. Desvios no astigmatismo corneano foram menores que ou iguais a 0.18D para 7 dos casos. Para o eixo cilíndrico o desvio foi menor que ou igual a 5 graus para 6 dos casos. O tempo médio para cada exame foi de 14.3 s, incluindo processamento de imagem e geração do mapa. Gráficos de curvatura *versus* ângulo polar para uma distância radial específica também foram implementados, mas não são mostrados aqui por uma questão de brevidade.

4 Discussão

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

A fase de processamento de imagem é rápida e eficiente, pois é baseada na simetria polar e bom contraste dos Discos de Plácido. Só é necessário pressionar o botão do *mouse* e esperar aproximadamente 4 s. Outros sistemas requerem inúmeros *clicks*⁵. O sistema também é de fácil manutenção e instalação e pode também trabalhar conectado a um *Notebook*, desde que o hardware usado seja compatível, o que permite o fácil transporte do aparelho para diferentes salas de cirurgia.

Topografia da córnea em tempo real durante a cirurgia

em diversas condições clínicas devem ser realizadas para averiguar a eficácia deste aparelho em diferentes condições. As análises feitas aqui mostram que para córneas com médio e baixo nível de distorção o aparelho permite resultados bastante precisos. Estudos em campo poderão analisar seu potencial na diminuição de astigmatismos pós-cirúrgicos induzido por diferentes cirurgias, como extração

extra-capsular da catarata e ceratoplastias. Deve ser dito que existem novas técnicas para cirurgia de catarata (facemulsificação) onde são necessárias somente pequenas incisões que causam pouca distorção, mas em vários países em desenvolvimento a extração extra-capsular da catarata e ocasionalmente

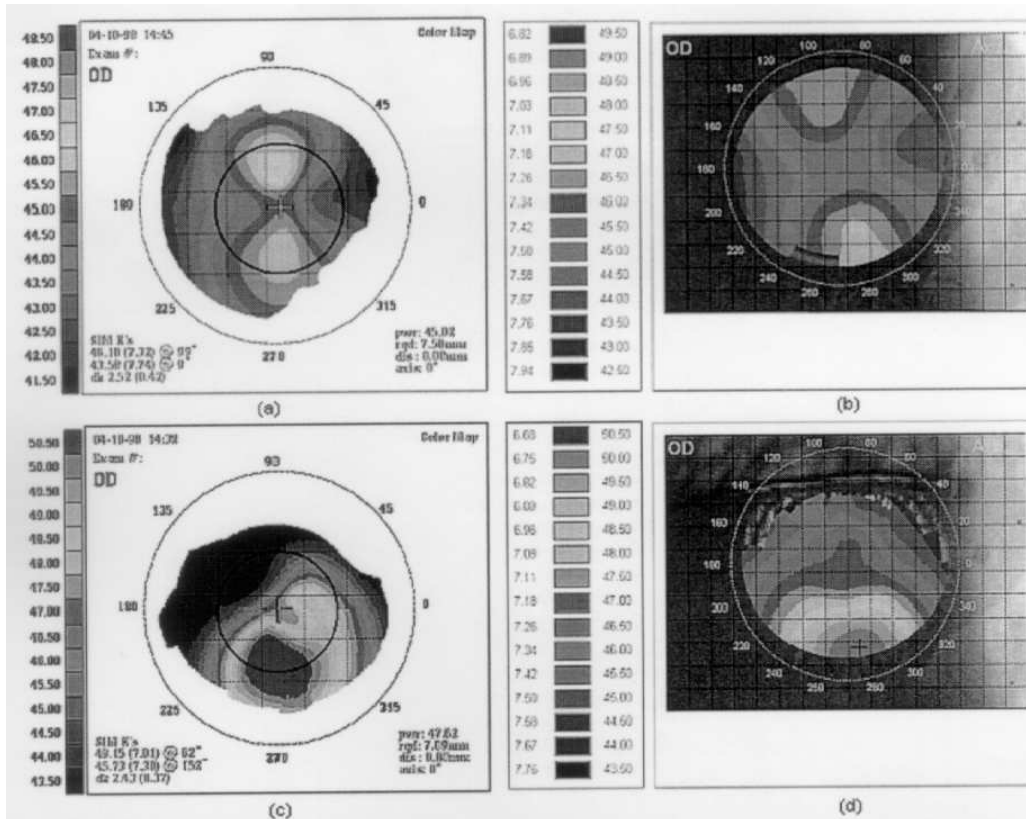


Figura 3. (A) e (B): Comparação de mapas coloridos para um astigmatismo a favor da regra. Neste caso, notamos que o posicionamento correto da cabeça do paciente é extremamente importante para obtenção precisa de valores para eixos astigmáticos. Há uma sutil diferença com relação ao eixo obtido no *EyeSys* (a) devido ao posicionamento levemente inclinado do paciente na maca. Também notamos que, pelo fato de nosso sistema de Discos de Plácido não ter miras centrais (uma limitação imposta pelo diâmetro da lente objetiva do microscópio), a porção central do nosso mapa (aproximadamente 1.5 mm de diâmetro) tem cor constante (não mostra o padrão “ampulheta”) quando comparado com o mapa do *EyeSys*; (C) e (D): Um voluntário com ceratocone. Editamos manualmente um círculo preto no mapa do *EyeSys* (C) para designar a área correspondente mapeada em nosso sistema. Notamos em nosso exame (D) que a região do ceratocone foi detectada mas não totalmente, e isto é devido à nossa limitação ao valor de 7 mm de diâmetro da região mapeada, menor que a região mapeada pelo *EyeSys* (9-11 mm). Devemos notar as similaridades visuais nas formas e similaridades quantitativas nos valores das dioptrias indicadas nas escalas laterais.

extração intra-capsular ainda são usadas. Devemos observar que existem casos de transplante de córnea onde a córnea se torna tão distorcida que os Discos de Plácido são virtualmente impossíveis de serem analisados, e o VC Cirúrgico pode ser inapropriado para estes casos.

Inúmeras aplicações possíveis incluem cirurgias com Anéis de Ferrara²¹, com anéis da empresa Keravision (INTACTS)²², mini ceratotomia radial, traumas, etc., tornando possível determinar mais precisamente o contorno da córnea. Aplicações futuras incluem cirurgia refrativa auxiliada pela topografia⁷ com controle intraoperatório da ciclotorção do olho e padrões de ablação irregulares.

Agradecimentos

Gostaríamos de agradecer ao Professor Stanley Klein, Ph.D., Thom Carney, Ph.D., Corina van de Pol, Ph.D., e John Corzine, O.D., da *School of Optometry, University of California at Berkeley*, pelas idéias interessantes e a permanente boa vontade durante toda estadia do Dr. Luis Alberto Vieira de Carvalho em Berkeley no ano de 1999; gostaríamos também de agradecer às seguintes instituições pelo apoio financeiro: FAPESP - Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo e CNPq - Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico.

Referências

- [1] Sanders, D. R., Koch, D.D., An Atlas of Corneal Topography, Slack, 1993.
- [2] Troutman, R. C., Buzard, K. A., Corneal Astigmatism, Mosby Year Book, St. Louis.
- [3] Troutman, RC, Kelly S, Kaye D, Clahance AC, The use and preliminary results of the Troutman Surgical Keratometer in cataract and corneal surgery, Trans Am Acad Ophthalmol Otorarygol.,1977; 83:232-238.
- [4] Amoils SP, Intraoperative Keratometry with the Oval Comparator (Astigmometer), British Journal of Ophthalmology, 1986; 70:708-711.
- [5] Igarashi, H., Kojima, M., Igarashi, S., Yoshida, A., Cheng, H.M., A simple and effective video keratometric system, Acta Ophthalmol. Scand., 1995 Aug;73(4):336-339.
- [6] Carvalho, L. A. V., Faria e Souza, S. J., Castro, J. C., Desenvolvimento de um sistema para medida da curvatura da córnea durante o ato cirúrgico, RFAI, 1996,11:119-126.
- [7] Troutman, R. C., Surgical keratometer in the management of astigmatism in keratoplasty, Ann Ophthalmol. 1987; 19(12):473-4.
- [8] Wiesinger-Jendritza, B., Knorz, M. C., Hugger, P., Lierman, A., Laser in situ keratomileusis assisted by corneal topography, J Cataract Refract Surg 1998; 24: 166-174.
- [9] Placido, A., Novo Instrumento de Exploração da Cornea, Periodico d'Oftalmológica Practica, Lisboa, 1880;5:27-30.
- [10] Mandell, R. B., St Helen, R., Mathematical Model of the Corneal Contour, Brit. J. Physiol. Optics., 1971;26:183-197.
- [11] Mandell, R. B., The Enigma of the Corneal Contour, CLAO J, 1992;18:267-273.
- [12] 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.
- [13] Klyce, S.D., Computer-Assisted Corneal Topography, High Resolution Graphics Presentation and Analyses of Keratometry, Invest. Ophthalmol. Vis. Sci., 1984;25:426-435.
- [14] Klein, S.A., A corneal topography algorithm that produces continuous curvature, Optom Vis Sci, 1992;69:829-834.
- [15] Klein, S.A., Mandell, R.B., Shape and refractive powers in corneal topography, Invest Ophthalmol Vis Sci 1995;36:2096-2109.
- [16] Klein SA, Mandell, R.B., Axial and instantaneous power conversion in corneal topography, Invest Ophthalmol Vis Sci 1995;36:2155-2159. van Saarloos, Paul, P., Constable, I. J., Improved Method for Calculation of Corneal Topography for Any Photokeratoscope Geometry, American Academy of Optometry, 1991;68:960-965.
- [17] Halstead, M. A., Barsky, B. A., Klein, S. 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.
- [18] Halstead, M. A, Efficient Techniques for Surface Design Using Constrained Optimization, A dissertation submitted in partial satisfaction of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy, University of California at Berkeley.
- [19] Born, M., Principles of Optics, Pergamon Press, 1975: 464-466.
- [20] Bartels, R.H., Beatty, J.C., Barsky, B.A., An Introduction to Splines for Use in Computer Graphics and Geometric Modeling, Morgan Kaufmann, 1987.
- [21] Siganos, D., Ferrara, P., Chatzinikolas K., Bessis, N., Pappastergiou, G., Ferrara intrastromal corneal rings for the correction of keratoconus, J Cataract Refract Surg. 2002 Nov;28(11):1947-51.
- [22] Burriss, T.E., Holmes-Higgin, D.K., Silvestrini, T.A., Scholl, J.A., Proudfoot BS, Baker PC, Corneal Asphericity in Eye-Bank Eyes Implanted with the Intrastromal Corneal Ring, J Refract Surg 1997; 13:556-567.