

**Artigo Original**

Recebido em 28/02/2005 e aceito em 30/03/2006

**Sistema portátil para medida  
da topografia da córnea  
humana *in vivo***

*A hand-held in vivo corneal  
topography system*

**Luis Alberto Vieira de Carvalho**

IFSC - Instituto de Física de São Carlos - Grupo de Óptica  
Av. Dr. Carlos Botelho, 1.465  
13560-250 São Carlos, SP, Brasil  
UNIFESP - Universidade Federal de São Paulo  
Escola Paulista de Medicina  
E-mail: lavcf@ifsc.usp.br

**Resumo**

Neste trabalho foram desenvolvidos e implementados a instrumentação e o *software* para um novo tipo de instrumento médico-hospitalar. Trata-se de um sistema para medidas da topografia da córnea humana que utiliza um mini-computador pessoal, ou computador portátil (CP). Utilizando princípios da videoceratoscopia, foi construído um sistema de projeção com Discos de Plácido extremamente compacto e eficiente que utiliza LED (*Light Emitting Diode*) de alta intensidade como fonte de iluminação. A carenagem que circunda os discos foi projetada para ser acoplada em um modelo comercial de CP de ótimo custo/benefício, que já vem de fábrica com sistema CCD (*Charge-Coupled Device*) de fotografia digital. Imagens de Plácido são capturadas em tempo real no monitor do CP e digitalizadas na memória interna. Algoritmos que utilizam princípios de processamento de imagens foram implementados para detectar as bordas dos Discos de Plácido e processar os dados referentes à topografia da córnea. Resultados preliminares para 4 esferas de calibração e 10 córneas de 5 voluntários foram satisfatórios quando comparados com sistemas de videoceratografia convencionais (erros de menos de 0,2 dioptrias). Outra vantagem do instrumento é a facilidade de transporte e manuseio, podendo também ser utilizado no ambulatório para medidas de triagem ou dentro da sala cirúrgica.

**Palavras-chave:** Córnea, Processamento de imagem, Topografia de córnea, Videoceratografia.

**Abstract**

*A new prototype of medical equipment and software have been developed and implemented. It is a corneal topographer that uses a Palm-Top computer for data processing. Based on principles of videokeratography, an extremely compact Plácido Disc projecting system was constructed, which uses high intensity LED (Light Emitting Diode) as illumination source. The external structure of the Plácido Disc was designed to attach to a commercial version of a Palm-Top that has a built-in digital CCD (Charge-Coupled Device). Plácido images are captured in real time on the Palm's color monitor and digitized on the internal memory. Algorithms that use principles of image processing were implemented in order to detect the Plácido image borders and compute corneal curvature. Preliminary results for 4 calibration spheres and 10 corneas of 5 voluntary patients were satisfactory when compared to measurements taken on a conventional videokeratograph (error < 0.2 D). Another advantage of this instrument is the ease of transportation and handling, and also the fact that it may be used in surgery rooms and hospital ambulatories.*

**Keywords:** Cornea, Corneal topography, Image processing, Videokeratography.

## Extended Abstract

### Introduction

Most of the commercial videokeratographs are designed to be used in the horizontal position, and few of them have been designed for use during surgery. Some authors have addressed the issue of surgical keratometry in the vertical position, but keratometry has the main objective of measuring only the central cornea. Other variations of surgical instruments use the principle of stereorasterography to measure surface elevations and from this information extracts surface curvature. Although very interesting, these techniques are completely different from the traditional Plácido Disc principle. In an effort to improve techniques for measuring astigmatism during certain surgical procedures, we now present the construction and development of a Palm-Top based videokeratograph.

### Material and Methods

The Palm-Top based videokeratograph system consists of a variable intensity Plácido Disc. This apparatus is attached to the objective lens of a commercial Palm-Top and light reflected from the cornea is captured by the in-built Palm-Top microcamera. Images are then processed on the Palm-Top or may be downloaded to a PC, for later processing.

### Results

After tests on spherical surfaces, measurements were made on

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

### Discussion

We have developed a novel instrument for measuring the corneal shape out of or during surgery, using a commercial Palm-Top as processing unit. Preliminary tests were made with calibrating spheres and also in healthy corneas. These results indicate that the instrument has great potential in diminishing post-astigmatism common to surgeries such as cataract and corneal transplant.

## Introdução

Embora a maioria dos videoceratógrafos (VC) comerciais meça a curvatura da córnea com exatidão (erros menores ou iguais a 0,20 D), nenhum deles foi projetado para ser usado de maneira portátil ou durante a cirurgia (pode-se usar o termo *percirúrgico*, mas aqui será usado apenas o termo *cirúrgico*) (Bicas, 1967). Outros autores resolveram o problema de realizar medidas cirúrgicas da região central da córnea (ceratometria em uma circunferência de aproximadamente 3 mm) (Amoils, 1986; Igarashi *et al.*, 1995; Troutman e Buzard, 1992; Troutman *et al.*, 1977), mas nenhum deles desenvolveu um sistema para realizar medições nos períodos antes, durante e depois e da cirurgia, e que fosse portátil ou suficiente para poder ser utilizado nestas três situações de maneira conveniente e eficiente.

Em trabalhos anteriores, Carvalho *et al.* (1996, 1999, 2002) desenvolveram um ceratômetro computadorizado com processamento de imagens e visualização de dados automatizados, mas que realizava medidas somente durante o ato cirúrgico, por necessitar de uma instrumentação específica para a sala cirúrgica, além da limitação de medir apenas os 3 mm centrais da córnea. No atual projeto foi desenvolvido um sistema computadorizado para medidas de áreas maiores da

córnea (até 7 mm), além de ser acoplado a um computador de mão ou computador portátil (há diferentes nomenclaturas no mercado, como PDA – *Personal Digital Assistant* ou *Palm-Top*, e que será abreviando aqui simplesmente por CP), caracterizando este novo equipamento como um Topógrafo de Córnea Portátil ou, mais formalmente, como um Videoceratógrafo Portátil (VCP), instrumento inédito em hospitais e clínicas no Brasil e no exterior.

Uma das principais motivações para o desenvolvimento deste novo instrumento clínico é que existem certos procedimentos cirúrgicos (e também procedimentos fora do ato cirúrgico) que podem se beneficiar da utilização de um sistema como este, por exemplo: extração extra-capsular da catarata, ceratoplastia (transplante de córnea) penetrante e lamelar, entre outros. No caso da extração extra-capsular da catarata, o aparelho pode ser usado para reduzir a incidência do astigmatismo residual. Essa possibilidade foi verificada por Troutman *et al.* (1977) 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 2,0 D. Tornou-se claro que um aparelho cirúrgico mais sofisticado que o de Troutman poderia

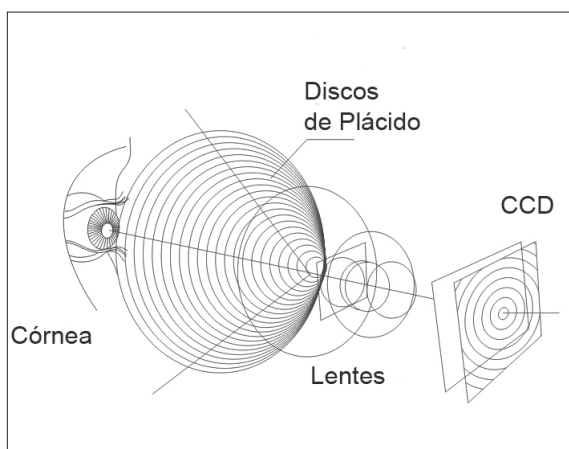
medir a superfície da córnea de forma mais eficiente (Carvalho *et al.*, 1999). Em um estudo mais recente, Wiesinger-Jendritza *et al.* (1998) mostraram que o procedimento cirúrgico LASIK (*Laser Assisted in Situ Keratomileusis*, técnica cirúrgica onde o laser incide em camadas internas da córnea) pode ter maior chance de sucesso 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, acredita-se que este sistema pode ser útil, pois dados imediatamente pré e pós-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).

Como exemplo de utilização fora da cirurgia podem-se citar os exames pré e pós-cirúrgicos de ceratoplastia (transplante de córnea) e catarata, auxílio na retirada seletiva de pontos de sutura, e também na utilização para *screening* (ou exames de triagem) em ambulatórios hospitalares, onde há normalmente muitas pessoas a serem examinadas e pouco tempo para o médico. Com um instrumento como o VCP, o médico pode atender cada paciente no próprio local e depois sincronizar os dados do exame com uma base de dados no computador de mesa do ambulatório ou da clínica.

## Material e Métodos

### Instrumentação

Como a maioria dos VC, o atual sistema é baseado no princípio de Plácido (Plácido, 1880), mostrado na Figura 1.



**Figura 1:** Princípio de funcionamento do videoceratoscópio. **Figure 1.** Working principle of videokeratoscope.

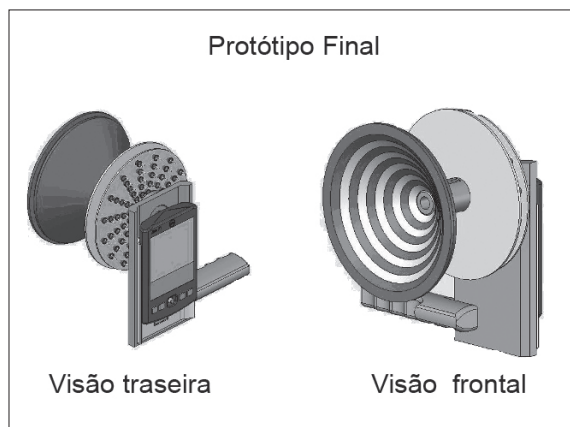
Independentemente das dimensões do sistema de projeção, o princípio de Plácido para o VCP é o mesmo utilizado em sistemas não portáteis convencionais (Klyce, 1984). O projetor cônico é feito de acrílico translúcido e tem em sua superfície anéis pretos e translúcidos dispostos alternadamente. Quando iluminado 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 um sistema óptico de magnificação instalado também atrás do cone, que funciona em conjunto com a lente da câmera CCD (*Charge-Coupled Device*) embutida no CP, onde as imagens são formadas. Diferente dos dispositivos anteriores (Carvalho *et al.*, 1996, 1999, 2002), desta vez foi projetado um sistema de Discos de Plácido bem mais compacto, com iluminação por LED (*Light Emitting Diode*) de alta intensidade e projetado especialmente para ser acoplável a um modelo de CP (Figura 2) disponível no mercado (*Palm Zire 71*, com sistema operacional *Palm OS 5.0*). Há várias vantagens em utilizar este modelo específico de computador de mão. A primeira é que já traz acoplada uma câmera CCD com resolução de  $640 \times 480$  pixels. Isto implica em uma boa relação custo/benefício, além das facilidades de manutenção por ser um equipamento fabricado no Brasil em larga escala. Um aspecto interessante é o fato da parte óptica da câmera digital estar selada e com ajuste automático de distância focal, o que torna desnecessário o projeto e confecção de um sistema de zoom óptico dedicado, bastando apenas um dubleto para focalização. Outra vantagem é a facilidade de manuseio e a disponibilidade de *softwares* disponíveis comercialmente para programação (Borges, 2002; Alves, 2003).



**Figura 2.** O computador portátil (CP) utilizado. **Figure 2.** The Palm-Top computer utilized.

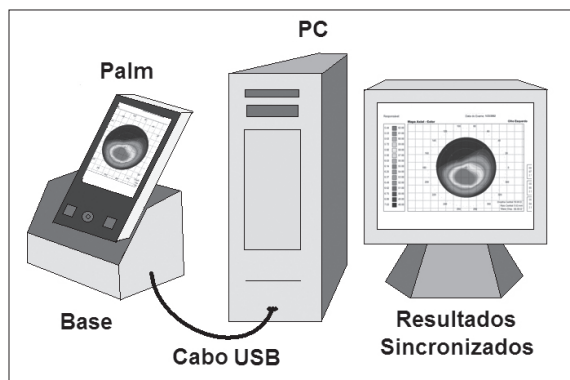
A este computador é fixado o dispositivo com os Discos de Plácido (Figura 3). As imagens são capturadas e gravadas no formato *bitmap* na memória removível do computador (*Smart Cards* de 128 MB) assim que o médico pressiona o controle de captura (Figura 2). Durante a digitalização da imagem, o olho do paciente deve estar alinhado com o eixo óptico do sistema.

Nesta figura tem-se uma vista do sistema desenvolvido (ainda sem carenagem e acabamento) mostrando a parte traseira com os vários LEDs de iluminação do cone, e na parte dianteira são vistos os Discos de Plácido. Na Figura 4 pode-se ver a base onde o CP é encaixado, e que possibilita a conexão com qualquer computador de mesa com porta USB (*Universal Serial Bus*) para a transmissão dos dados de maneira sincronizada. Desta maneira o médico pode, depois de vários exames no CP, armazená-los de maneira mais segura no computador de mesa.



**Figura 3.** Aspecto final do protótipo construído.

**Figure 3.** Final aspect of the developed prototype.



**Figura 4.** Diagrama ilustrativo da conexão do CP com o computador de mesa. **Figure 4.** Diagram showing the connection between Palm-Top and Desktop computers.

### Implementação do Software

Existem vários *softwares* para a programação de CPs disponíveis atualmente no mercado (*Code Warrior, Code Forge, Pocket Studio, etc.*). Dentre estes foi escolhido o *Pocket Studio* da empresa Winsoft por ter uma interface semelhante à já utilizada em outros projetos de VC (Carvalho *et al.*, 1996, 1999, 2002) e também a mesma linguagem (Pascal).

Na Figura 5 pode-se ver que os botões e outros acessórios são simplesmente selecionados de uma paleta de componentes e inseridos na interface gráfica do *Pocket Studio*, de forma intuitiva. Além disso possui compilador para a linguagem Pascal que se conecta com a biblioteca de programação oferecida pela própria Palm.

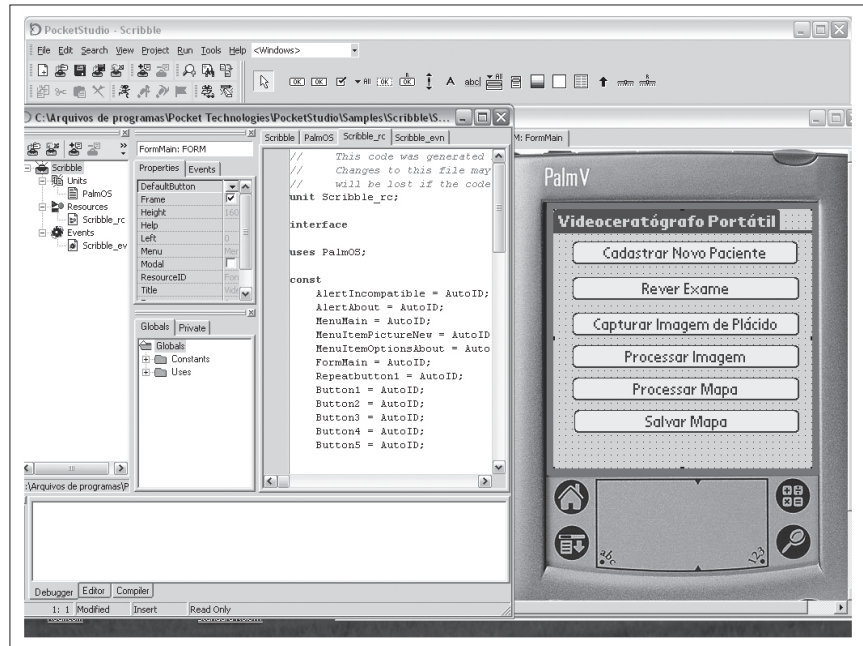
Apesar das restrições de memória e bibliotecas, quando comparado ao Windows® ou mesmo Linux para CPs, o *Pocket Studio*, em conjunto com as funções internas do CP, possibilitaram o desenvolvimento de um *software* compacto e robusto, com todas as etapas necessárias para o exame de topografia de córnea e uma interface gráfica de fácil manuseio pelo usuário (GUI – *Graphics User Interface*). Além do exame em si, o *software* também gera uma pequena base de dados onde as informações dos pacientes e seus respectivos exames podem ser armazenados e transferidos para o computador de mesa. A seguir são apresentados os algoritmos utilizados no processamento das imagens.

### Processamento de Imagens de Plácido

Assim como em outros sistemas de VC (Carvalho *et al.*, 1996, 1999, 2002), o processamento da imagem começa depois da digitalização (Figura 6). O algoritmo encontra a posição do LED central e a partir deste ponto começa a detecção das bordas dos Discos de Plácido. Outros autores descreveram métodos que examinam minuciosamente a imagem em linhas horizontais e determinam as bordas pela diferença na intensidade dos níveis de cinza (Igarashi *et al.*, 1995). A sugestão é transformar a imagem de Plácido no plano Cartesiano ( $x,y$ ) para coordenadas polares ( $\rho,\theta$ ), 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 6A), esta tarefa pode ser reduzida para um problema unidimensional. Imprimindo-se a intensidade de níveis de cinza (0-255) para ângulos polares entre  $0^\circ$  e  $360^\circ$ , obtêm-se curvas com diferentes níveis de cinza (Figura 6B). Os níveis mais altos estão associados com discos mais brilhantes e os níveis de cinza mais baixos estão associados aos discos mais escuros da imagem.

**Figura 5.** Interface do Pocket Studio mostrando a primeira interface gráfica do software do VCP sendo desenvolvida.

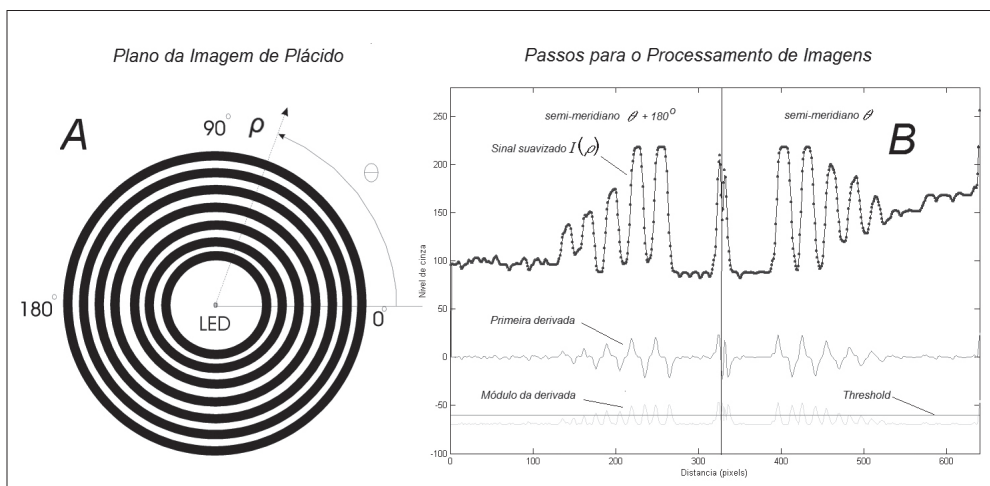
**Figure 5.** Interface of Pocket Studio showing the first graphic interface of VCP under development.



O processamento de uma imagem bi-dimensional é transformado em um problema unidimensional fazendo-se “cortes” do sinal (nível de cinza  $I(\rho)$ ) para 360 semi-meridianos  $\theta$  na direção radial, conforme pode ser visto na Figura 6A. A Figura 6B apresenta o sinal do nível de cinza  $I(\rho)$  para dois semi-meridianos ( $\theta$  do lado direito da figura, e  $\theta + 180^\circ$  do lado esquerdo). O sinal é inicialmente suavizado utilizando-se uma função Gaussiana, o que resulta em  $I(\rho)$  (curva “Sinal suavizado” na Figura 6B). A seguir são calculados a primeira derivada  $\frac{\partial I}{\partial \rho}$  e seu módulo  $|\frac{\partial I}{\partial \rho}|$ . A média deste valor somada a uma constante permite o cálculo de uma linha limiar (*threshold*). A intersecção desta linha com o módulo da derivada caracteriza os pontos de borda.

### Calculando o 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 nos trabalhos de Mandell e St. Helen (1971), Mandell (1992), Mammone *et al.* (1990), Klyce (1984), Klein (1992), Klein e Mandell (1995a, b), van Saarloos *et al.* (1991), Halstead (1995), e Halstead *et al.* (1995). Aqui é descrito apenas o método que foi utilizado neste trabalho, que pode ser designado como o Algoritmo das Esferas de Calibração (Halstead *et al.*, 1995). 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,



**Figura 6.** (A) Plano da imagem dos Discos de Plácido, (B) Etapas para o processamento de imagens.

**Figure 6.** (A) Image plane of Plácido disks, (B) Image processing steps.

bem como suas vantagens e desvantagens são descritos por Klein (1992) e Klein e Mandell (1995a, b).

Para a calibração foram consideradas 4 superfícies esféricas de vidro de diferentes raios de curvatura (7,73, 8,05, 8,34 e 8,91 mm com exatidão na fabricação da ordem de 0,005 mm), e parâmetros das bordas para todas elas usando o algoritmo descrito anteriormente. A partir dessa informação utilizou-se o método dos mínimos quadrados para gerar os arquivos de calibração (raio de curvatura  $R \times$  distância radial  $\rho$  [mm]). Cada linha corresponde à interpolação dos dados das 4 superfícies esféricas e contém os dois parâmetros de uma reta, onde  $a$  é o ponto de intersecção com as ordenadas, e  $b$  é a inclinação da reta.

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

Pela equação (1) pode-se calcular o raio de curvatura para qualquer ponto da borda numa superfície arbitrária. Para melhorar o desempenho do algoritmo foi implementada uma consulta à tabela de valores para cada borda, contendo a distância 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* (Born e Wolf, 1975):

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

onde  $n_c$  é o índice de refração da córnea e  $n_{ar}$  é o índice de refração do ar. Foram adotados os valores de  $n_c = 1,3375$  do olho esquemático reduzido de Gullstrand, usado em ceratômetros, e  $n_{ar} = 1,000$ . O denominador  $R$  é o raio de curvatura local, em metros.

Usando este método, alguns milhares de pontos sobre a córnea podem ser calculados ( $360 \cdot 16 = 5.760$ ). Foram utilizadas técnicas de visualizações similares às dos topógrafos comerciais mais conhecidos, ou seja, mapas coloridos planos, como originalmente sugerido por Klyce (1984). As curvaturas pontuais são interpoladas na direção radial ( $\rho$ ) (Figura 6A) usando polinômios de terceira ordem (*splines* cúbicas) (Bartels *et al.*, 1987) para cada semi-meridiano, gerando assim um mapa colorido e suave. Uma tabela com 15 cores diferentes foi associada a diferentes valores de raios de curvatura e dioptrias. Os valores máximo e mínimo da tabela variam de acordo com a dioptria média para cada exame.

## Resultados

O instrumento foi originalmente testado em 4 superfícies esféricas, diferentes daquelas usadas para calibração (raio variando entre 6,78 e 8,80 mm com exatidão de 0,005 mm na fabricação). Como esperado, quase todos os mapas coloridos foram impressos com valores de curvatura constantes. O desvio médio para raio foi de 0,04 mm e 0,20 D para dioptria, resultado próximo da exatidão dos ceratômetros convencionais (Carvalho *et al.*, 1999).

Depois destes testes em superfícies artificiais, foram realizadas medidas preliminares 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* (Klyce, 1984) com exibição colorida do mapa axial. Foi implementado um algoritmo computadorizado para ler e comparar os dados do topógrafo *EyeSys* com os dados do sistema atual. Na Figura 7 são mostradas duas imagens do CP com os resultados para uma das 10 córneas dos 5 voluntários.

Os resultados quantitativos, calculados em relação às medições realizadas no *EyeSys*, foram os seguintes: o desvio médio em raio de curvatura para todos os exames foi  $\leq 0,07$  mm para 8 dos casos. Desvios no astigmatismo corneano foram  $\leq 0,22$  D para 9 dos casos. Para o eixo cilíndrico, o desvio foi  $\leq 7$  graus para 6 dos casos.

Estes valores são perfeitamente aceitáveis e compatíveis com a prática clínica (Carvalho *et al.*, 1999, 2002). Basta considerar que instrumentos convencionais apresentam erros no raio de curvatura, astigmatismo e eixo de, respectivamente, 0,05 mm, 0,20 D e 5 graus,



**Figura 7.** Telas do Palm para a captura da imagem de Plácido e resultado do mapa para um dos voluntários (com ceratocone). **Figure 7.** Palm-Top screens for capture of Plácido image and resulting map for a voluntary (with keratocone).

portanto apenas moderadamente melhores que os do atual instrumento, e a um preço muitas vezes superior ao provável do instrumento desenvolvido em versão comercial.

O tempo médio para cada exame foi de 3 s, incluindo processamento de imagem e geração do mapa. Um sistema de banco de dados para armazenar os exames no CP está atualmente em desenvolvimento e deverá permitir a sincronização destes dados com um computador convencional (desktop ou Notebook) ou mesmo até entre CPs diferentes, facilitando o trabalho em grupo quando se tratar de uma equipe médica.

### Discussão e Conclusão

Foi descrito aqui o desenvolvimento de um instrumento inovador, chamado "VideoCeratógrafo Portátil" ou VCP. Testes preliminares em córneas saudáveis indicaram que o instrumento apresentou alta reprodutibilidade e exatidão quando comparado ao sistema importado para uso fora da cirurgia (*EyeSys System 2000*).

Acredita-se que um número maior de pacientes voluntários possa aumentar a confiabilidade dos resultados, por ser estatisticamente mais significativo. É possível que o desvio padrão médio diminua ainda mais, uma vez que o desempenho do equipamento nos testes com esferas de calibração foi melhor. Nesses testes foram percebidos menos problemas no momento da focalização e alinhamento visto que com as esferas não há movimentos involuntários, como ocorre no olho humano, facilitando o exame. Fica claro nos resultados obtidos até aqui que, embora seja possível melhorá-los, trata-se já de um instrumento que tem plenas condições de auxiliar o oftalmologista em vários tipos de cirurgia.

O processamento de imagem é rápido e eficiente, pois é baseado na simetria polar e no bom contraste dos Discos de Plácido. É necessário apenas pressionar o botão do mouse e esperar cerca de 4 s, enquanto outros sistemas requerem vários *clicks* (Igarashi *et al.*, 1995). O sistema também é de fácil manutenção, instalação e transporte para diferentes salas de cirurgia e ambulatorios.

As análises feitas aqui mostram que para córneas com baixo e médio grau de distorção, o aparelho oferece resultados bastante exatos. Topografias da córnea em tempo real durante a cirurgia em diversas condições clínicas devem ser realizadas para averiguar a eficácia deste aparelho em diferentes condições. Estudos em campo poderão estabelecer seu potencial na diminuição de astigmatismos pós-cirúrgicos induzidos por diferentes cirurgias, como extração

extra-capsular da catarata e ceratoplastias. Apesar de técnicas cirúrgicas de catarata menos invasivas (como a faco-emulsificação) necessitarem apenas pequenas incisões causando pouca distorção, em vários países em desenvolvimento a extração extra-capsular da catarata e ocasionalmente extração intra-capsular ainda são praticadas. Deve-se observar também que existem casos de transplante de córnea onde a córnea se torna tão distorcida que a imagem dos Discos de Plácido é virtualmente impossível de ser analisada, e o VCP pode ser inapropriado para estes casos.

Outras aplicações possíveis, com determinação mais precisa do contorno da córnea, incluem cirurgias com anéis de Ferrara (Siganos *et al.*, 2002), mini-ceratotomia radial (Burriss *et al.*, 1997), traumas, etc., e aplicações futuras de cirurgia refrativa auxiliada pela topografia (Wiesinger-Jendritza *et al.*, 1998) com controle intraoperatório da ciclotorção do olho e padrões de ablação irregulares.

### Agradecimentos

O autor agradece à FAPESP pelo apoio financeiro (processo 03132/01) e ao técnico Thiago da empresa Eyetec Equipamentos Oftálmicos pelos desenhos técnicos.

### Referências

- Alves, W.P. (2003), *Desenvolvimento de aplicações de banco de dados para Palm OS*, São Paulo: Editora Érica.
- Amoils, S.P. (1986), "Intraoperative keratometry with the oval comparator (astigmometer)", *British Journal of Ophthalmology*, v. 70, n. 9, p. 708-711.
- Bartels, R.H., Beatty, J.C., Barsky, B.A. (1987), *An Introduction to Splines for use in Computer Graphics & Geometric Modeling*, San Francisco: Morgan Kaufmann Publishers.
- Bicas, H.E.A. (1967), *Sobre um novo princípio de ceratometria (e da sua aplicação através de um instrumento servindo também a outras finalidades, adaptável aos biomicroscópios)*, Tese de Doutorado, Departamento de Oftalmologia, EMRP/USP, Ribeirão Preto.
- Borges, J. (2002), *Programando para Palm OS com VB e Appforge*, Rio de Janeiro: Ciência Moderna.
- Born, M., Wolf, E. (1975), *Principles of optics: electromagnetic theory of propagation, interference, and diffraction of light*, 5th ed. Oxford and New York: Pergamon Press.
- Burriss, T.E., Holmes-Higgin, D.K., Silvestrini, T.A., Scholl, J.A., Proudfoot, R.A., Baker, P.C. (1997), "Corneal asphericity in eye bank eyes implanted with the intrastromal corneal ring", *Journal of Refractive Surgery*, v. 13, n. 6, p. 556-567.
- Carvalho, L.A.V., Faria e Souza, S.J., Castro, J.C. (1996), "Desenvolvimento de um sistema para medida da curvatura da córnea durante o ato cirúrgico", *Revista de Física Aplicada e Instrumentação*, v. 11, n. 3, p. 119-126.
- Carvalho, L., Tonissi, S.A., Castro, J.C. (1999), "Preliminary tests and construction of a computerized quantitative surgical keratometer", *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, v. 25, n. 6, p. 821-826.

- Carvalho, L.A., Stefani, M., Romao, A.C., Carvalho, L.A.V., Castro, J.C., Tonissi, S.A., Schor, P., Chamon, W. (2002), "Videokeratoscopes for dioptric power measurement during surgery", *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, v. 28, n. 11, p. 2006-2016.
- 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, n. 11, p. 821-827.
- Halstead, M.A. (1995), *Efficient techniques for surface design using constrained optimization*, PhD thesis, University of California at Berkeley.
- Igarashi, H., Kojima, M., Igarashi, S., Yoshida, A., Cheng, H.M. (1995), "A simple and effective video keratometric system", *Acta Ophthalmologica Scandinavica*, v. 73, n. 4, p. 336-339.
- Klein, S.A. (1992), "A corneal topography algorithm that produces continuous curvature", *Optometry and Vision Science*, v. 69, n. 11, p. 829-834.
- Klein, S.A., Mandell, R.B. (1995a), "Shape and refractive powers in corneal topography", *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, v. 36, n. 10, p. 2096-2109.
- Klein, S.A., Mandell, R.B. (1995b), "Axial and instantaneous power conversion in corneal topography", *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, v. 36, n. 10, p. 2155-2159.
- Klyce, S.D. (1984), "Computer-assisted corneal topography. High-resolution graphic presentation and analysis of keratoscopy", *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, v. 25, n. 12, p. 1426-1435.
- Mammone, R.J., Gersten, M., Gormley, D.J., Koplin, R.S., Lubkin, V.L. (1990), "3-D corneal modeling system", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 37, n. 1, p. 66-72.
- Mandell, R.B., St. Helen, R. (1971), "Mathematical model of the corneal contour", *The British Journal of Physiological Optics*, v. 26, p. 183-197.
- Mandell, R.B. (1992), "Everett Kinsey lecture. The enigma of the corneal contour", *Journal of the Contact Lens Association of Ophthalmologists*, v. 18, n. 4, p. 267-273.
- Plácido, A. (1880), "Novo instrumento de exploração da córnea", *Periódico de Oftalmologia Prática*, Lisboa, v. 5, p. 27-30.
- Siganos, D., Ferrara, P., Chatzinikolas, K., Bessis, N., Papatertgiou, G. (2002), "Ferrara intrastromal corneal rings for the correction of keratoconus", *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, v. 28, n. 11, p. 1947-1951.
- Troutman, R.C., Buzard, K.A. (1992), *Corneal Astigmatism: Etiology, Prevention and Management*, Mosby-Year Book.
- Troutman, R.C., Kelly, S., Kaye, D., Clahane, A.C. (1977), "The use and preliminary results of the Troutman surgical keratometer in cataract and corneal surgery", *Transactions. Section on Ophthalmology. American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology*, v. 83, n. 2, p. 232-238.
- van Saarloos, P.P., Constable, I.J. (1991), "Improved method for calculation of corneal topography for any photokeratoscope geometry", *Optometry and Vision Science*, v. 68, n. 12, p. 960-965.
- Wiesinger-Jendritza, B., Knorz, M.C., Hugger, P., Liermann, A. (1998), "Laser in situ keratomileusis assisted by corneal topography", *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, v. 24, n. 2, p. 166-174.