

Artigo Original

Recebido em 02/07/2007, aceito em 11/04/2009

Desenvolvimento e resultados preliminares de um sistema para topografia da córnea utilizando iluminação através de fenda retangular estreita

Development and preliminary results of a corneal topography system that uses a slit-lamp light source

Luis Alberto Vieira de Carvalho

Laboratório de Óptica Oftálmica, Grupo de Óptica,
Instituto de Física de São Carlos / USP
Av. Trabalhador Sancarlense, 400, CP 369,
13560-970 São Carlos, SP
E-mail: lavcf@if.sc.usp.br

Resumo

Apresenta-se neste trabalho o desenvolvimento e resultados preliminares de um sistema de triangulação para topografia de córnea diferente dos convencionais videoceratógrafos baseados em discos de Plácido. Esta técnica de triangulação utilizando fenda de luz (também conhecida no inglês como *rasterstereography*) permite não somente a determinação da superfície anterior da córnea, como também a realização de paquimetria de toda a córnea e topografia do seu segmento posterior. Medidas em uma esfera de calibração de vidro e em um paciente voluntário foram realizadas. Os resultados foram então comparados com medidas das mesmas superfícies usando um topógrafo de córnea convencional (Wavetek Ltda., modelo Chroma), que utiliza discos de Plácido. No caso da topografia da esfera de vidro com 7,73 mm de raio, usando a técnica de Plácido e "slit", os erros quadráticos médios (EQM) foram de 0,01 e 0,1 mm, respectivamente. Para a córnea do voluntário o EQM foi calculado entre a técnica "slit" e Plácido, tomando a técnica de Plácido como referência, e o valor foi de 0,04 mm. Os resultados obtidos aqui demonstram que a técnica é promissora e portanto merece que mais esforços sejam concentrados no sentido de seu aperfeiçoamento.

Palavras-chave: Topografia de córnea, Discos de Plácido, Cirurgia refrativa.

Abstract

The development of a corneal topography system that uses a triangulation principle instead of the conventional Placido disc principle is presented here. This triangulation technique (also known as *rasterstereography*) allows not only the analysis of corneal and lens profile but also the pachymetry of these elements. Using image processing techniques the lateral images of the cornea were processed and edges were accurately determined. At first, a calibration sphere of 7.73 mm of radius curvature was used to verify the precision of the system when compared to conventional Placido disc measurements; the root mean square error (RMSE) for the Placido system was 0.01 mm and for the slit-lamp system was 0.1 mm. For the 'in vivo' cornea the RMSE between Placido discs and the slit-lamp systems was 0.04 mm. Results obtained here demonstrate that the technique is promising and deserves further investigation.

Keywords: Corneal topography, Placido disc, Refractive surgery.

Extended Abstract

Introduction

The development of a corneal topography system that uses a triangulation principle instead of the conventional Placido disc principle is presented here. This triangulation technique (also known as rasterstereography) allows not only the analysis of corneal and lens profile but also the pachymetry of these elements. In conventional topography systems the cornea behaves as a convex mirror, where the Placido disc is placed in front of it and works as an object, having its virtual image as parameter for computation of the corneal surface profile; in the present work the cornea, instead of a diffuse element, works reflecting light in a non-specular manner, such that when illuminated diagonally by a slit shaped light. A CCD placed on the other diagonal side will capture diffuse light coming from anterior and posterior cornea, and also possibly from the lens.

Material and Methods

Using a fiber-coupling collimation system, the light from a white ultra-bright LED is focused into a fiber optic cable, which is then taken into a collimation system that allows a 20 mm light bundle to be focused at infinity (parallel rays of light). This light bundle then passes through a micro controlled aperture slit, generating a precise slit profile. The aperture of the slit is made as small as possible, in such a way to obtain the minimum aperture before interference patterns start to appear, a phenomena which is undesirable in the application described here. This optical system was then mounted on an optical bench such that the eye of a voluntary patient could be examined. A high resolution (640×480 pixels) CCD camera had its signal input into a high frequency (30 Hz) USB frame grabber

installed on a PC (Pentium Dual Core running Windows® XP), allowing high resolution lateral images to be captured.

Results

At first, a calibration sphere of 7.73 mm of radius was used to verify the precision of the system when compared to conventional Placido disc measurements; the root mean square error (RMSE) for the Placido system was 0.01 mm and for the slit-lamp system was 0.1 mm. For the 'in vivo' cornea the RMSE between Placido and the split-lamp system was 0.04 mm.

Discussion

Results obtained here demonstrate that the technique is promising and deserves further investigation. Nevertheless, results obtained here also showed that the quality of the images and of the image processing algorithm are vital in order to obtain more accurate profile analysis, since even for a calibration sphere errors induced may be even greater than those obtained using the Placido technique. There are several advantages of a system such as the one presented here, when all image information is used, and when compared to conventional Placido based systems, among them: possibility of detection of posterior corneal pathologies, pachymetry of the entire cornea and not only at single points (such as in ultra-sonography), possibility of measurement of the anterior surface of the crystalline lens, and, with optical improvements, also of the posterior lens. All these possible advantages may revert in more precise clinical diagnosis by ophthalmologists, who may, for example, choose better intra-ocular lenses for cataract patients, among others.

Introdução

A córnea é responsável pela maior parte (cerca de 70%) do poder de refração total do sistema óptico do olho. Há 150 anos pesquisadores têm tentado descrever suas características topográficas (Corbett *et al.*, 1999). Em 1880, o português A. Plácido (Plácido, 1880) desenvolveu um sistema mira (ou anteparo) (Figura 1, esquerda), cujo princípio está em uso até os dias de hoje. Este anteparo consiste em um disco com anéis brancos e pretos alternados, com um furo no centro por onde o observador pode observar a córnea do paciente (Figura 1, direita). O mesmo princípio, onde a propriedade de reflexão especular da córnea é utilizada, pode ser visto nos modernos sistemas de topografia de córnea (Carvalho *et al.*, 1999; 2001; 2002; Corbett *et al.*, 1999), onde todo o processamento topográfico é realizado via *software*.

A topografia de córnea é hoje parte essencial da oftalmologia do segmento anterior do olho. No entanto, por utilizar apenas as propriedades de reflexão especular da córnea, a técnica introduzida por Plácido não permite mensurar outros componentes internos do olho (como córnea posterior e cristalino), pois nesta técnica a córnea anterior comporta-se como um espelho convexo, refletindo e formando uma imagem virtual do anteparo colocado à sua frente.

Com o intuito de aprimorar as técnicas de medida da córnea e ao mesmo tempo possibilitar medidas de elementos internos do olho, como córnea posterior e até mesmo as superfícies do cristalino, se deu início ao trabalho apresentado aqui. Como será mostrado, a técnica empregada aqui não depende das características especulares da córnea e sim das suas características de espalhamento da luz (reflexão difusa). Pode-se afirmar que a técnica empregada é uma projeção de imagens e não de seus reflexos baseados no princípio de formação de imagens e da óptica geométrica básica.

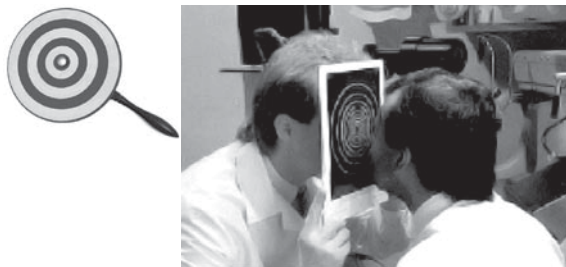


Figura 1. Princípio do sistema desenvolvido por Plácido há mais de 100 anos e que é utilizado até hoje nos modernos topógrafos de córnea. **Figure 1.** Principle of the system developed by Plácido more than 100 years ago is still used today on modern corneal topography systems.

Materiais e Métodos

Na Figura 2 há um diagrama que ilustra o princípio da medida do perfil de um objeto utilizando a técnica de projeção.

A luz é geralmente projetada em forma de fenda (A) ou grade sobre o objeto que se deseja mensurar (B). Uma câmera CCD (*Charge Coupling Device*) com resolução de 640×480 pontos é posicionada lateralmente (diagonalmente ao eixo de projeção), formando um ângulo α , geralmente mantido fixo, entre a direção de projeção e a câmera. A reflexão difusa (ou espalhamento) da luz pelo objeto é capturada pela câmera e utilizada para realização das medidas. Mudando-se o ângulo de incidência da luz e da câmera, mantendo a posição relativa entre ambos, diferentes porções do objeto podem ser mensuradas e a junção destes cortes, geralmente realizada por técnicas computacionais, permite a reconstrução da topografia do objeto.

A foto na Figura 3 mostra o instrumento de bancada desenvolvido neste projeto, baseado no princípio mostrado na Figura 2. Um sistema de acoplamento para um LED (*Light Emitting Diode*) de alto brilho (A) concentra a luz na entrada de uma fibra óptica. A luz se propaga pela fibra e, na sua saída, é acoplada a um sistema de colimação (B). O sistema de colimação contém lentes de aumento móveis que permitem ajustar os raios de luz de tal que fiquem paraxiais, ou seja, os raios de luz que saem do colimador caminham paralelos até incidirem um sistema conten-

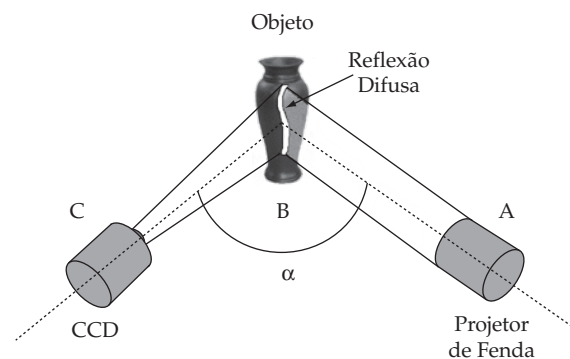


Figura 2. Princípio da técnica de projeção para medidas de objetos tridimensionais utilizando algoritmos de triangulação. Quando α é um ângulo reto, o perfil em (B) detectado pela câmera (C) é exatamente um corte transversal do perfil do objeto mensurado. **Figure 2.** Principle of the projection technique for 3-dimensional object measurement using triangulation techniques. When α is a right angle the profile in (B) detected by camera (C) is exactly a transversal slice of the object.

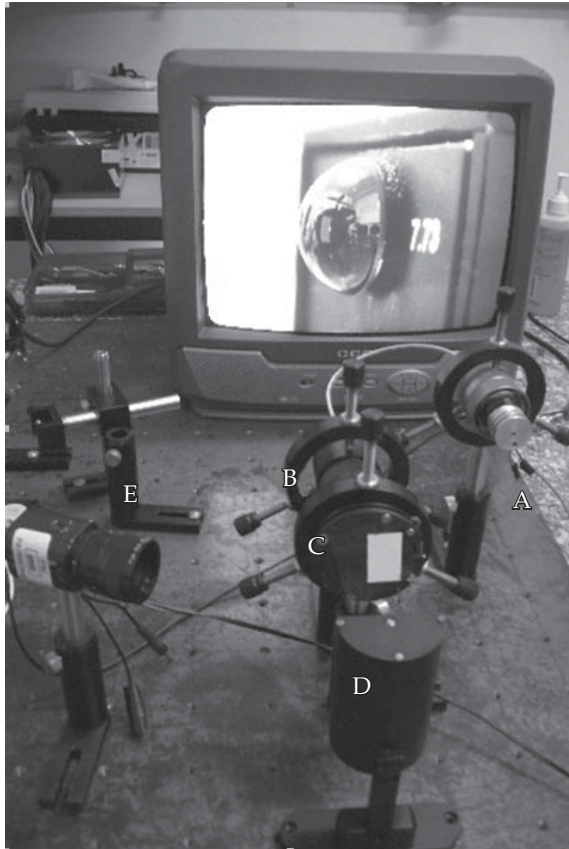


Figura 3. Principais componentes do instrumento desenvolvido neste projeto. Ao fundo pode-se ver uma imagem típica para superfície de calibração, no momento do alinhamento da fenda, a qual teve sua largura calibrada em 1 mm. **Figure 3.** Main components of the instrument developed here. At the back one may see a typical profile image for a calibration sphere, during slit light source alignment.

do uma fenda de abertura ajustável (C). A abertura da fenda utilizada aqui foi ajustada em 0,5 mm. O mecanismo da fenda contém controle micrométrico preciso de sua abertura, permitindo que a largura da fenda seja a mais estreita possível, gerando um feixe extremamente fino, bem delineado e com iluminação uniforme. O feixe de luz alongado produzido pela fenda incide sobre o olho (D) (na Figura 3 é mostrado o suporte com a esfera de calibração, na mesma posição onde a córnea do paciente é posicionada). A imagem lateral da luz espalhada na superfície é então capturada pela câmera CCD (E) posicionada diagonalmente ou em ângulo reto em relação ao feixe da fenda.

Um sistema de captura de imagens de alto desempenho (via USB 2.0, 30 Hz) foi instalado em um

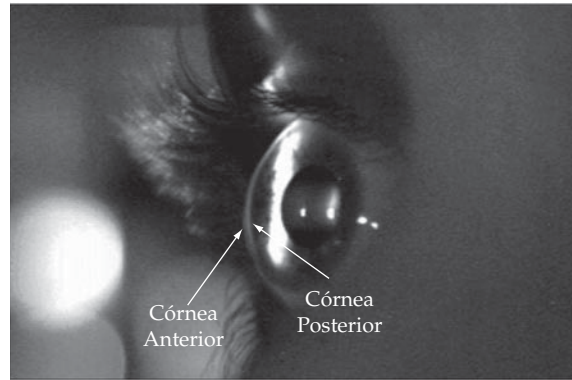


Figura 4. Exemplo de imagem lateral obtida para o paciente voluntário (o próprio autor), onde se pode ver nitidamente a córnea anterior e posterior. **Figure 4.** Example of lateral image obtained for voluntary patient, where one may clearly see the anterior and posterior profile of the anterior and posterior cornea.

microcomputador PC (Pentium Dual Core®). Com isso, imagens de alta resolução puderam ser obtidas (exemplo de imagem para paciente voluntário na Figura 4). Como se trata de uma técnica absolutamente não invasiva e o único voluntário envolvido foi o próprio autor, não foi pedido neste estudo preliminar autorização para um Comitê de Ética em Pesquisa.

Um algoritmo para processamento destas imagens foi implementado usando as linguagens de programação C++, Turbo Pascal e MATLAB®, e o contorno da superfície da córnea em cada imagem obtida pôde ser detectado. Neste trabalho apenas a primeira interface, correspondente à superfície da córnea anterior, foi processada, embora a córnea posterior também possa ser vista claramente na imagem.

Resultados

Utilizando técnicas de processamento de imagens (Carvalho, 2004; Carvalho e Bruno, 2005a; 2005b; Gonzalez *et al.*, 2003), testes preliminares foram realizados nas imagens para verificar a qualidade e possibilidade de detecção precisa das bordas. Na Figura 5 são mostradas algumas destas etapas do pré-processamento: em (A) a aplicação de um filtro Sobel (Gonzalez *et al.*, 2003) que realça as bordas da imagem; depois disso aplicou-se um filtro limiar com separação por cores (B) para indicar se as regiões de interesse continham contraste satisfatório relativo às regiões que não caracterizavam bordas; finalmente, foi utilizado um algoritmo detector de linhas de con-

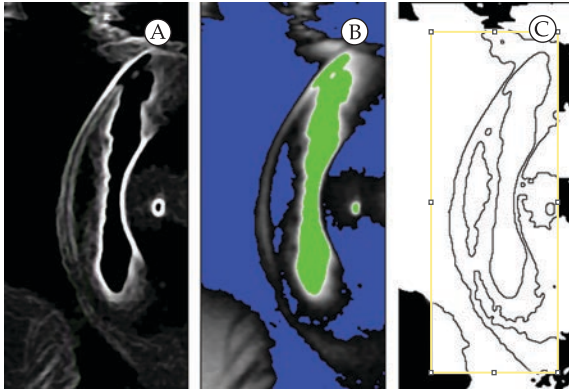


Figura 5. Técnicas de pré-processamento utilizadas para testar a qualidade da imagem do paciente e também fornecer parâmetros para a implementação do algoritmo de processamento específico e dedicado a detectar somente a borda anterior da córnea. **Figure 5.** Pre-processing techniques used to test the quality of *in vivo* images and also to furnish parameters for the implementation of the algorithm for detection of anterior cornea.

torno de bordas (C) baseado no conceito de gradiente em imagens para verificar a qualidade das bordas.

Depois deste processamento preliminar e com a verificação da qualidade suficiente da imagem, foi implementado um algoritmo específico para detecção da borda anterior da córnea e das esferas de calibração, nas coordenadas desejadas e com opções para limpar ruídos ou dados sem interesse. Na Figura 6 pode-se ver as várias etapas do processamento de imagens realizado por este algoritmo, e o resultado final para uma esfera de raio 7,73 mm e para a córnea do voluntário, respectivamente. É importante salientar que a esfera utilizada aqui foi fabricada na oficina de óptica do IFSC-USP com técnicas e instrumentação que permitem uma precisão de 0,005 mm; no caso do olho *in vivo*, foram utilizados os dados para desvio médio padrão fornecidos pelo fabricante (Carvalho e Bruno, 2005a). Também é importante mencionar que foi realizada apenas uma medida para cada superfície, portanto não houve análise estatística para cálculo de valores médios das medidas. Em (A) tem-se a imagem original sem nenhum tipo de tratamento; em (B) tem-se a imagem original depois de binarizada e aplicado o algoritmo detector de bordas; em (C) tem-se a eliminação do excesso de informação na periferia. Esta informação periférica não interessa, pois, no caso da córnea, contém reflexos dos cílios e da pálpebra que não farão parte dos cálculos do perfil. Em (D) tem-se os pontos detectados, impressos ainda em coordena-

das com unidade em pixel, mostrando o ponto apical detectado e, finalmente, em (E) mostra-se as bordas em mm e já com a translação do ápice para o centro das coordenadas cartesianas (0,0).

Os pontos detectados nas Figuras 6a,b (E) são então inseridos em outro módulo do algoritmo que compara, no caso da esfera, as medidas do sistema “slit” e Plácido com os valores teóricos esperados; no caso do olho *in vivo* compara os dados mensurados com “slit” e Plácido, já que não há dados teóricos para a córnea. Os erros quadráticos médios (EQM) quando a esfera de 7,73 mm de raio é mensurada pela técnica de Plácido e para “slit” foram de 0,01 e 0,1 mm, respectivamente. No caso da córnea humana, usando os dados do topógrafo como controle, o EQM para os meridianos 90° e 180° foi de 0,04 mm. Gráficos planos com códigos de cor e tridimensionais da esfera podem ser vistos na Figura 7. Como aqueles para a córnea são muito similares a estes, não foram impressos aqui. O gráfico tridimensional é uma aproximação, pois na forma atual do instrumento se tem apenas os dados de um meridiano (90° e 180°). No entanto, para as esferas, que são superfícies rotacionalmente simétricas, estes dados são válidos e podem ser comparados com aqueles obtidos pela topografia com discos de Plácido.

Discussão

Os resultados obtidos aqui indicam que, embora a técnica como um todo seja promissora, há limitações na sua implementação quanto à localização correta das bordas na etapa final do processo. Utilizando apenas técnicas de limiar simples, sem filtros para eliminação de ruídos (como o filtro Guassiano, por exemplo – Gonzalez *et al.*, 2003) os erros podem ser consideravelmente maiores que os da técnica de Plácido. No entanto, com a melhoria do algoritmo estes aspectos podem ser resolvidos de maneira eficiente. Os resultados em termos da qualidade das imagens e da possibilidade de visualização e mensuração de outros componentes do segmento anterior indicam que a técnica é promissora e deve ser aprimorada e testada em um número maior de superfícies mais complexas de controle, e córneas *in vivo*. No atual sistema experimental tem-se apenas um ângulo de incidência da fenda, ou seja, medidas em apenas um meridiano da superfície. Para as superfícies esféricas a comparação pôde ser realizada de maneira quantitativa e absoluta, dado que seu raio de curvatura é conhecido e são superfícies rotacionalmente simétricas; já para a córnea do paciente, os dados comparativos são apenas para um

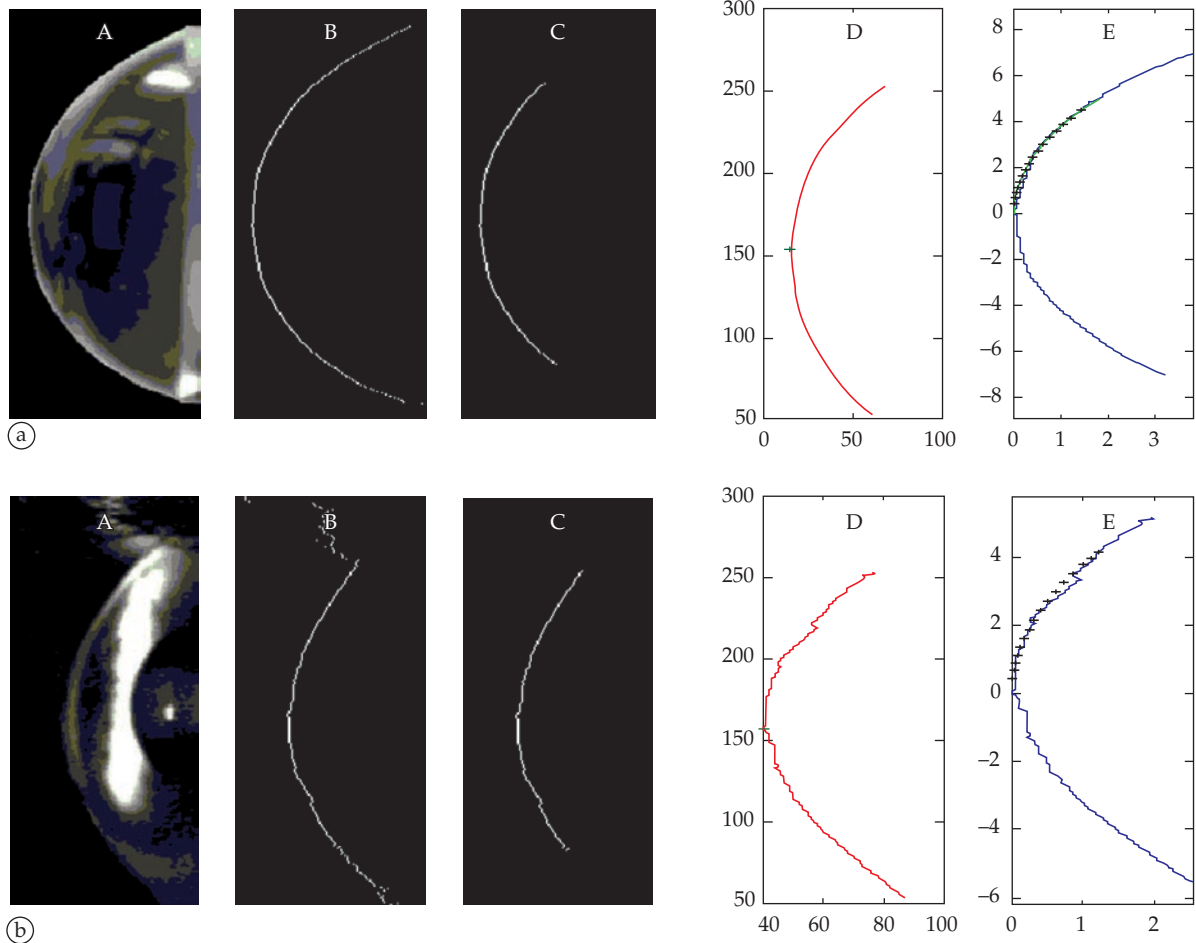


Figura 6. a) As várias etapas do algoritmo de processamento de imagens até a detecção da borda da superfície anterior de uma esfera de vidro de 7,73 mm de raio. No gráfico (E) também é mostrado para o semi-meridiano de 90° os valores teóricos (região da curva sob os '+') e mensurados (+) no topógrafo de córnea convencional. Unidades em mm. b) As várias etapas do algoritmo de processamento de imagens até a detecção da borda da superfície anterior da córnea. No gráfico em (E) também são mostrados (+) os valores mensurados para o semi-meridiano de 90° no topógrafo convencional. **Figure 6.** a) The various phases of the image-processing algorithm up to the detection of the anterior surface edge of a 7.73 mm radius glass sphere. In (E) the theoretical values (segment under '+') and measured on the Placido based topographer (+) are also shown. b) The various phases of the image-processing algorithm up to the detection of the anterior surface edge of the in vivo cornea. In (E) the measured values on the Placido based topographer (+) are also shown. Units in mm.

meridiano, dado que a córnea não é rotacionalmente simétrica e, portanto, tem-se conhecimento apenas para os valores para 90° e 180°. Também é importante notar que, embora os erros obtidos com o atual sistema sejam significativamente maiores que os do sistema de Plácido, apenas duas superfícies e dois semi-meridianos para cada uma foram comparados. Pretende-se futuramente realizar uma análise para um número estatisticamente significativo, utilizando técnicas mais sofisticadas para eliminação de ruídos, entre outros, em que se acredita que os erros sejam bem menores. Além disso, também é impor-

tante observar que, por mais preciso que seja o sistema óptico, há limitações para as quais não se tem controle – como sombra dos cílios, do nariz, entre outros. Mas estas limitações não desmerecem a atual proposta, uma vez que o mesmo fenômeno também ocorre nos topógrafos de córnea baseados em discos de Plácido.

Como mais um exemplo de aplicação prática, pode ser citada a possibilidade do diagnóstico de ceratocorne (Bessho *et al.*, 2006) na córnea posterior, algo que os sistemas baseados no princípio da reflexão especular não permitem.

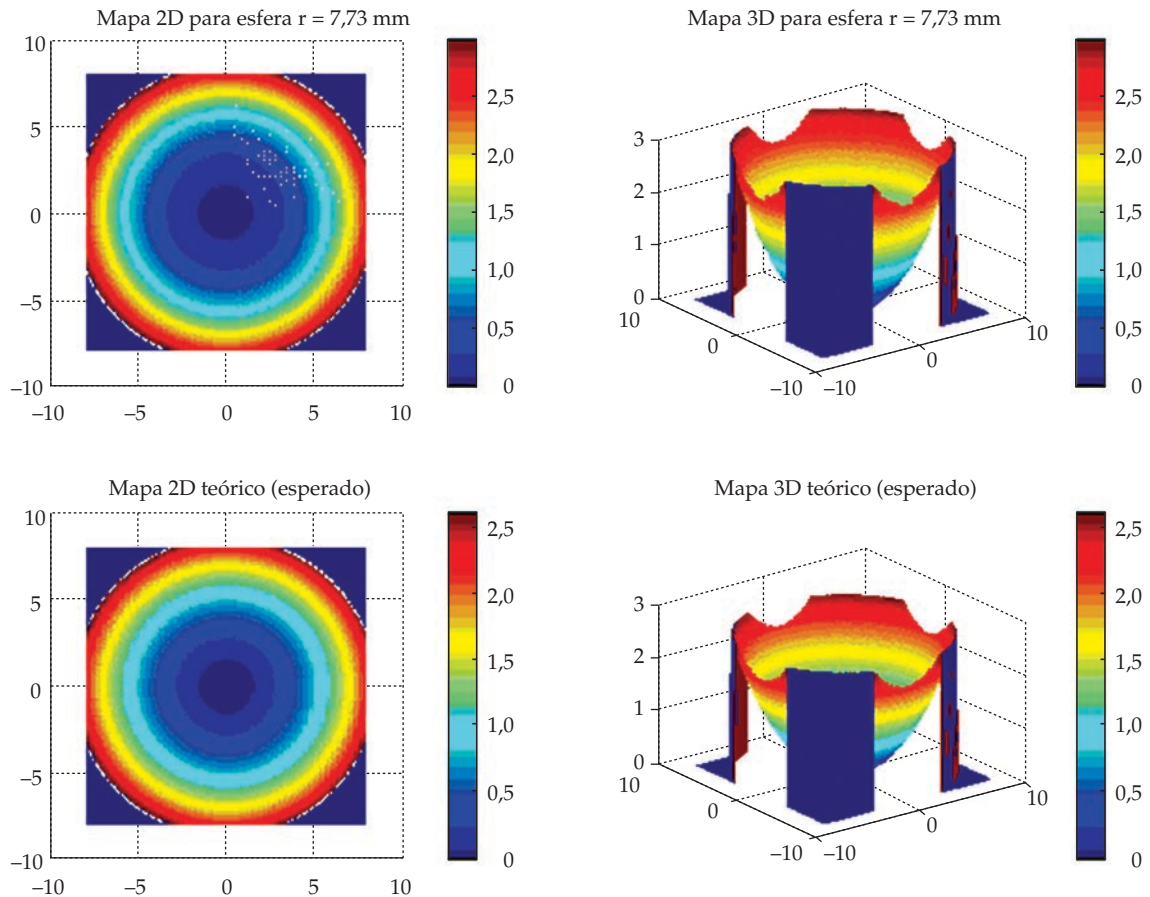


Figura 7. Mapas bidimensionais e tridimensionais em nível de cinza para valores mensurados (A, B) e esperados (C, D) da esfera com raio igual a 7,73 mm. **Figure 7.** Two and three-dimensional maps of the measured values for the sphere (A, B) and for the *in vivo* eye (C, D).

Conclusão

No presente trabalho apresenta-se a proposta de um sistema promissor o suficiente para ser considerado como uma alternativa interessante ao sistema de Plácido para análise das superfícies da córnea. O sistema baseia-se na obtenção de imagens da córnea lateralmente, devido ao espalhamento de luz após iluminação por um feixe de luz alongado produzido pela propagação de luz através de uma fenda de retangular estreita. O sistema apresenta ainda algumas limitações, mas para medidas mais completas, está em curso a implementação de um sistema opto-mecânico de iluminação-fenda-CCD acoplado, que permitirá que a fenda e a câmera rotacionem em conjunto, para que possam capturar imagens laterais para vários meridianos da córnea.

De maneira geral acredita-se que os resultados apresentados aqui justificam a continuidade destas pesquisas e a aplicação desta técnica na medida de

córneas *in vivo* com diferentes patologias e comparação com as técnicas convencionais. Acredita-se que um instrumento como este seja algo que vem ao encontro dos anseios da comunidade oftálmica em geral por suas possibilidades de análises de outros segmentos do olho.

Agradecimentos

À empresa WaveTek Ltda. (www.wavetek.com.br) pelo fornecido do aparelho para topografia de córnea modelo Chroma e a toda a equipe da empresa pelo apoio a este projeto. À FAPESP, pelos recursos do processo 2007/59244-5.

Referências

BESSHO, K.; MAEDA, N.; KURODA, T.; FUJIKADO, T.; TANO, Y.; OSHIKA, T. Automated keratoconus detection using height data of anterior and posterior

- corneal surfaces. **Japanese Journal of Ophthalmology**, v. 50, n. 5, p. 409-416, 2006.
- CARVALHO, L. A.; TONISSI, S. A.; CASTRO, J. C. Preliminary tests and construction of a computerized quantitative surgical keratometer. **Journal of Cataract and Refractive Surgery**, v. 25, n. 6, p. 821-826, 1999.
- CARVALHO, L. A.; STEFANI, M.; ROMÃO, A. C.; TONISSI, S. A.; CASTRO, J. C. Processamento digital de imagens refletidas pelo filme lacrimal da superfície anterior da córnea. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 17, n. 3, p. 113-122, 2001.
- CARVALHO, L. A.; STEFANI, M.; ROMÃO, A. C.; CARVALHO, L.; CASTRO, J. C.; TONISSI, S. A.; SCHOR, P.; CHAMON, W. Videokeratoscopes for dioptric power measurement during surgery. **Journal of Cataract and Refractive Surgery**, v. 28, n. 11, p. 2006-2016, 2002.
- CARVALHO, L. A. A simple and effective algorithm for detection of arbitrary Hartmann-Shack patterns. **Journal of Biomedical Informatics**, v. 37, n. 1, p. 1-9, 2004.
- CARVALHO, L. A.; BRUNO, O. M. Different techniques for Placido image analysis may improve precision of videokeratography. **Arquivos Brasileiros de Oftalmologia**, v. 68, n. 6, p. 797-805, 2005a.
- CARVALHO, L. A.; BRUNO, O. M. Spatial and frequency domain techniques for segmentation of Placido images and accuracy implications for videokeratography. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 79, n. 2, p. 111-119, 2005b.
- CORBETT, M.; ROSEN, E.; O'BRART, D.; STEVENSON, R. **Corneal Topography: Principles and Applications**. 1 ed. London: BMJ Books, 1999. 230 p.
- GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E.; EDDINS, S. L. **Digital Image Processing Using MATLAB®**. 1 ed. New York: Prentice Hall, 2003. 624 p.
- PLACIDO, A. Novo instrumento de exploração da córnea. **Periódico d'Oftalmológica Practica**, v. 5, p. 27-30, 1880.