# Adaptación y calibración de un topógrafo corneal para medidas dinámicas

Julián Espinosa<sup>1\*</sup>, David Mas<sup>1</sup>, Malgorzata Kowalska<sup>2</sup>, Henryk T. Kasprzak<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Óptica, Farmacología y Anatomía. Universidad de Alicante. C.P 99, 03080 Alicante.

<sup>2</sup>Institute of Physics, Wroclaw University of Technology. Wybrzeze Wyspianskiego 27, 50-370 Wroclaw (Polonia)

http://www.ocivis.net

#### 1. Introducción

El ojo humano es un sistema dinámico que sufre pequeña rotaciones y deformaciones. Normalmente estos cambios son promediados por los aparatos de medición comercial, a pesar de que proporcionan información importante acerca de la fisiología del ojo y el proceso visual. En este sentido, proponemos la recalibración y construcción de un topógrafo dinámico a partir de una cabeza de proyección de anillos de Plácido y una cámara de video (CCD). En este trabajo se presentan los métodos y algoritmos utilizados para la obtención de la matriz de radios de curvatura y reconstrucción topográfica. Con este sistema, los parámetros de la CCD y los algoritmos se pueden manipular a voluntad, de modo que es posible adaptar los algoritmos de reconstrucción o las propiedades de la cámara. Si la cámara se adapta para obtener un flujo continuo de imágenes, es posible obtener información acerca de la dinámica ocular.

### 2. Montaje experimental

Se ha reconfigurado un topógrafo corneal a partir de una unidad Humphrey Atlas 995 de Zeiss Meditec no operativa, cuya cabeza consta de 22 anillos con iluminación infrarroja cercana. Se han sustituido la cámara y el ordenador del sistema por el nuestro propia cámara de vídeo, utilizado una cámara color CMOS firewire Pixelink PL-A662 con 1 Mpx de resolución (ver Fig. 1). La cámara viene con un filtro de infrarrojos que se ha eliminado para permitir una mejor captura de la imagen reflejada. El CCD se ha adaptado a la parte trasera de la cabeza. Aunque la geometría exacta de la cabeza no se conoce, no es necesaria para nuestra propuesta, ya que el sistema se ha recalibrado completamente.

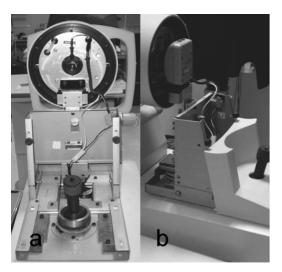


Figura 1: Vista trasera (a) y lateral (b) del topógrafo adaptado. En (b) se aprecia la ubicación de la cámara de video.

<sup>\*</sup> e-mail: julian.espinosa@ua.es

Se han utilizado 16 esferas de acero de radios de curvatura conocidos con una precisión de ±10 µm siguiendo el proceso descrito en [1]: las esferas se han situado frente al topógrafo y se ha capturado una imagen de los anillos de Placido reflejada en cada una de ellas (ver Fig. 2). A partir de esta imagen, se extraen los bordes de transición entre las zonas brillantes y oscuras. Cada anillo es reconocido y clasificado según su posición. Cada línea se obtiene a partir de los anillos que ocupan el mismo número de orden en cada esfera. A partir de esta clasificación es posible obtener un mapa de interpolación tal y como se muestra en la Fig. 3 dónde, a partir de la coordenada radial de un punto podemos asignarle un radio de curvatura. El cálculo de el radio de curvatura en un punto particular de una superficie curva (córnea) consiste en, primero, una detección y clasificación correcta de la posición de los anillos y, segundo, una interpolación en la línea recta correspondiente.



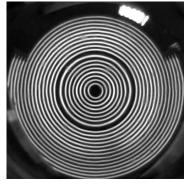


Figura 2: Posicionamiento de las esferas de calibración frente al topógrafo corneal e imagen de reflexión de los discos de Placido sobre la superficie del acero.

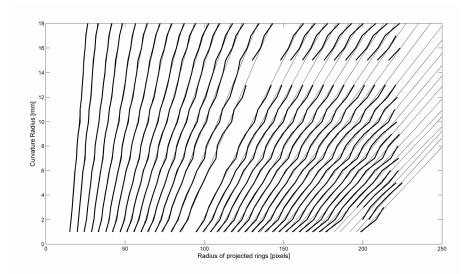


Figura 3: Curvas de interpo lación representando la correspondencia entre los radios de los anillos reflejados y los radios de curvatura de las respectivas esferas de calibrado. Las líneas gruesas representan los datos experimentales mientras que las finas representan los ajustes lineales.

Para la medición del ojo se toma la imagen de la córnea y los diferentes anillos se procesan y clasifican tal y como hemos especificado. Hemos de decir que la clasificación de los anillos es más eficiente en coordenadas polares, donde los anillos aparecen como líneas rectas o ligeramente onduladas (ver Fig. 4).

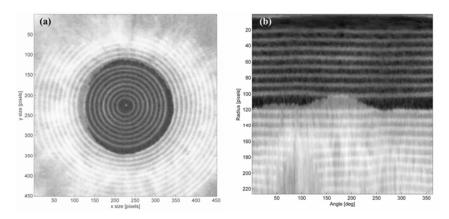
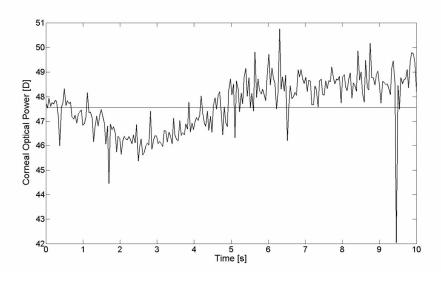


Figura 4: (a) Imagen de los anillos de Placido reflejados en cornea después de cortar y centrar la región de interés. (b) Imagen de los anillos de Placido en representación polar.

### 3. Obtención de topografías dinámicas.

La obtención de topografía dinámica consiste en obtener una secuencia en video de los anillos de Placido reflejados en la córnea. No obstante, los pequeños movimientos del ojo y la córnea provocan que las sucesivas topografías no estén centradas en el mismo píxel. El primer paso consiste pues en el procesado adecuado de centrado de las topografías. Los topógrafos miden la morfología de la superficie con respecto a un esfera de referencia con lo que deben estar correctamente alineados ya que, en caso contrario, se pueden producir aberraciones, sobre todo efectos prismáticos y astigmatismo que no provienen de la propia superficie. El reajuste de los fotogramas permite un mejor análisis de las imágenes. Para ello, primero seleccionamos manualmente un punto en el disco de Placido interior del primer fotograma. Se trazan una línea vertical y horizontal y se calculan las intersecciones con el c írculo interior. Determinamos el centro del círculo mediante la intersección de las mediatrices de estas Una vez centrado el primer fotograma, los demás se alinean con éste mediante correlación cruzada.

Tras el proceso, a partir de los radios de curvatura, es posible obtener un mapa de alturas de la córnea. En la Fig. 5 se muestra el valor obtenido del componente esférico para una cornea real en una secuencia de 10 segundos a 28 fps junto con el valor de referencia para dicha córnea medida con un sistema comercial.



**Figura 5:** Evolución temporal de la potencia corneal med la para un sujeto obtenida con el sistema aquí presentado. El valor obtenido es de 47.7 ± 1.0 D frente a un valor de referencia de 47.7 D

#### 4. Conclusiones.

El método presentado permite la reconfiguración de un topógrafo comercial para el uso científico. La recalibración propuesta posibilita la adaptación del sistema a nuestras propias necesidades, permitiendo el uso de software de cálculo de curvaturas propio y evitando las limitaciones de los sistemas comerciales. La adaptación de una cámara de video al sistema permite estudiar los cambios dinámicos que se producen en la superficie corneal así como las variaciones en la película corneal. Los resultados obtenidos reproducen razonablemente los que se pueden obtener con un sistema topográfico comercial [2].

## Bibliografía

- [1] De Carvalho, L.A.V.; Romao. A.C.; Tonissi, S.; Yasuoka, F.; Castro, J. C.; Schor, P.; Chamon, W.; "Videokeratograph (VKS) for monitoring corneal curvature during surgery" Arq. Bras. Oftalmol. **65**, pp. 37-41 (2002).
- [2] D. Mas, M. Kowalska, J. Espinosa, H. T. Kasprzak "Custom designed dynamic videokeratometer" J. Mod. Opt. (en revisión).