

## SIMULACIÓN EN COMPUTADORA DE LA CIRUGÍA REFRACTIVA USANDO UN MODELO EN ELEMENTOS FINITOS

Fabio A. Guarnieri<sup>†</sup> & Alberto Cardona<sup>‡</sup>  
INTEC (CONICET-UNL)  
Güemes 3450, 3000 Santa Fe, Argentina

### RESUMEN

**[Introducción]** La evaluación de los parámetros de la cirugía refractiva requiere un análisis profundo de la estructura corneal para reducir el error refractivo postquirúrgico. Los métodos corrientes de cálculo están basados en nomogramas determinados por experiencia previa. La imprecisión de la cirugía usando estos métodos es alrededor de  $\pm 2.00$  dioptrías para el 95 % de los pacientes [3,12], mientras que el error refractivo deseado es menor a 0.25 dioptrías.

**[Materiales y Métodos]:** Empleando el método de elementos finitos, este trabajo intenta mejorar las técnicas de estimación de parámetros incluyendo una representación geométrica precisa de la córnea, así como la simulación del comportamiento de la estructura corneal bajo presión. La geometría corneal es adquirida con un videoqueratoscopio digital y un paquímetro ultrasónico.

La preparación y análisis del modelo fueron realizados utilizando SAMCEF [19,15], un programa en elementos finitos de propósito general. La simulación de los resultados fueron analizados a través de un mapa topográfico de la córnea modificada.

**[Resultados]:** Los resultados muestran una sensibilidad al tipo de condiciones de contorno. El comportamiento del modelo corneal a diferentes patrones de incisiones relajantes, fue cualitativamente similar al real. Resultados de la simulación fueron comparados a datos reales de cirugías refractivas en pacientes.

**[Conclusiones]:** Este trabajo asume que la cicatrización de la herida llena completamente la incisión y que no se tienen en cuenta los efectos de tracción entre los bordes de la incisión. Aunque el error refractivo de la simulación fue mayor que el deseado, desde un punto de vista cualitativo los resultados son promisorios. El modelo puede ser mejorado incluyendo efectos como la cicatrización de la herida y un mejor modelo del tejido.

### ABSTRACT

**[Introduction]** Assessment of the parameters of Refractive Surgery requires a thorough understanding of the corneal structure to reduce the postsurgical refractive error. Current calculating methods are based on nomograms determined from previous experience. The inaccuracy of the surgery by using these methods is about  $\pm 2.00$  diopters for the 95 % of patients [3,12], whilst the desirable refractive error is less than 0.25 diopters.

**[Materials and Methods]:** By employing the finite element method, this work attempts to improve the techniques of parameter estimation by including an accurate geometric representation of the cornea, as well as a simulation of the corneal structural behavior under pressure loading. The corneal geometry is acquired with a digital videokeratoscope and an ultrasonic pachimeter.

The model preparation and analysis are performed by using SAMCEF [19,15], a general purpose finite element program. The simulation results are analyzed through a topographic map of the modified cornea.

**[Results]:** The results show a sensitivity to the boundary conditions. The corneal model behavior for different patterns of relaxing incisions, was qualitatively similar to real. Results of simulation were compared to real data from refractive surgery in patients.

**[Conclusion]:** This work assumed that the wound healing fills completely the incision gape and did not take into account traction effects between edges of the incision. Although the refractive error of simulation was greater than desirable, encouraging results have been obtained from a qualitative point of view. The model can be further improved by including effects as wound healing and better modeling of corneal tissue.

---

<sup>†</sup> Becario de CONICET.

<sup>‡</sup> Investigador de CONICET, Profesor de la Universidad Nacional del Litoral.

## INTRODUCCIÓN

La *cirugía refractiva* [20] es una técnica usada en Oftalmología que modifica la curvatura de la córnea, principal responsable de la refracción del ojo, cambiando las propiedades refractivas del sistema óptico del ojo. Es utilizada en la corrección de distintas ametropías como la miopía, astigmatismo e hipermetropía. Entre los distintos procedimientos se encuentran la queratotomía radial, la queratectomía fotorefractiva y la queratomileusis.

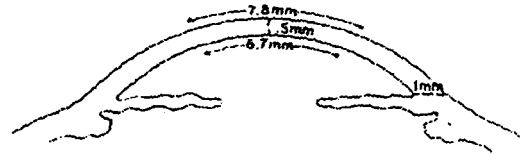


Figura 1: Córnea y segmento anterior del ojo humano.

La *queratotomía radial* [5] se basa en cortes relajantes con bisturí de diamante sobre la córnea, con máximo de profundidad, sin llegar a perforarla. El cambio refractivo se logra al actuar la presión intraocular sobre la superficie corneal relajada, aumentando la curvatura donde el espesor es menor (en los cortes) y aplanándose en el resto. En caso de miopía y astigmatismo se busca que la zona central u óptica de la córnea se aplane. Esto se logra, por ejemplo, realizando cortes radiales en la periferia de la zona óptica (3 mm de diámetro).



Figura 2 : A) Queratotomía radial; B) efecto de la presión sobre la incisión

El cálculo de los cortes se realiza fundamentalmente por tablas elaboradas por cirujanos según su casuística. Algunas técnicas incorporan fórmulas cerradas basadas en modelos simples. Tanto éstas como las primeras presentan cierta imprecisión [18,11] debido a que no contemplan la complejidad de la córnea (topografía irregular, anisotropía, viscoelasticidad, etc.) como de toda la estructura (esclera, músculos oculares, efectos del nervio óptico y del párpado, etc.).

Los procedimientos y principios de la *ingeniería mecánica* para lograr un modelo matemático de la córnea, pueden proveer de ayuda en el estudio de la biomecánica de la misma, así como predecir su comportamiento.

La *córnea* puede ser considerada como una estructura bajo presión (atmosférica en la superficie anterior, intraocular en la superficie posterior), y adherida a otra estructura de características distintas como es la

esclerótica. Obteniendo los parámetros estructurales del material (Módulo de Young, constante de Poisson, etc.), los valores de las fuerzas que actúan (presión intraocular, efectos del párpado, etc.), y la geometría (espesores y topografía), es posible realizar un análisis estructural basado en el método de los elementos finitos [22].

Los cortes radiales de la queratotomía radial pueden ser simulados modificando la geometría y cambiando los parámetros estructurales del material cicatrizante. Así es posible simular la cirugía refractiva al actuar la presión intraocular sobre las zonas de la córnea con cortes. La nueva geometría es almacenada y procesada para observar los efectos ópticos y verificar si el plan quirúrgico es el correcto.

### ADQUISICIÓN DE DATOS Y PREPARACIÓN DEL MODELO

Los datos de pacientes para el modelo en elementos finitos fueron obtenidos a partir de instrumentos de habitual uso en Oftalmología. La presión intraocular fue obtenida con un tonómetro de Schiötz [6], los espesores corneales con un paquímetro digital [4], y un mapa de radios de curvatura por un videoqueratoscopio digital (topógrafo corneal) [17].

Los parámetros estructurales de la córnea no son habitualmente considerados por el oftalmólogo, por lo tanto no hay instrumental médico para medirlo. La bibliografía [7,21,10,1,8,14] presenta valores para el módulo de Young y la constante de Poisson para varias de las capas de la córnea y de la esclera.

Con el propósito de introducir la geometría de la córnea de cada paciente, se desarrolló una interfase con el topógrafo corneal y se realizó una etapa de procesamiento para reconstruir la geometría espacial a partir de los datos de curvatura. El criterio considerado para determinar el error en esta reconstrucción fue que sea menor a la resolución del topógrafo corneal ( $\pm 0.25$  D). La ventaja de utilizar esta interfase con el topógrafo corneal, es la posibilidad de reconstruir la córnea de cada paciente sin ningún tipo de simplificaciones geométricas (como la suposición de que la córnea es esfero-cilíndrica hecha por los oftalmólogos que utilizan para medir la refracción al queratómetro corneal). Además es posible considerar la refracción de la periferia corneal, no sólo la de la zona central.

### ANÁLISIS ESTRUCTURAL EN SAMCEF

#### Tipo de elemento

Un elemento prismático isoparamétrico con interpolación cuadrática es utilizado para representar el ápex de la córnea formando el primer anillo de la malla corneal:

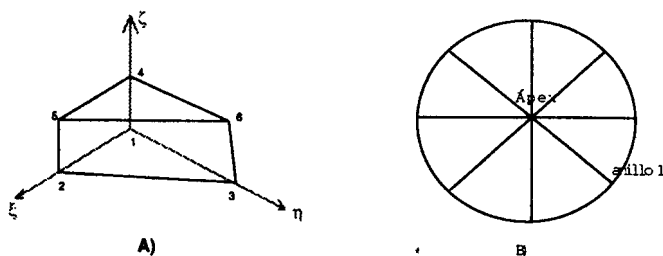


Figura 3: A) Elemento prismático; B) modelado del ápex corneal.

Este elemento presenta nodos en los 6 vértices y en cada arista con 3 grados de libertad por nodo. Los nodos de los restantes anillos son utilizados para construir la malla basados en el siguiente elemento:

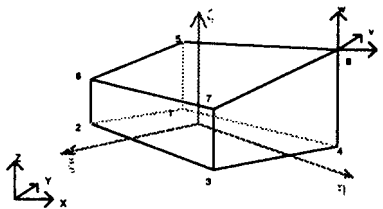


Figura 4: Elemento sólido tridimensional

Este elemento sólido isoparamétrico con interpolación cuadrática presenta nodos en los 8 vértices y en cada arista con 3 grados de libertad por nodo.

#### Características del material del elemento

Se eligió un comportamiento del elemento como sólido tridimensional, ya que el espesor del mismo en una malla de una sola capa en la córnea, no es lo suficientemente pequeño con respecto a las otras dimensiones para ser considerado una lámina. El modelo usado es lineal, elástico e isotrópico. La ortotropía de la córnea no fue considerada, ya que suponemos que las tensiones originadas en dirección perpendicular al plano corneal son despreciables comparadas con las tensiones en ese plano. Estas consideraciones fueran hechas siguiendo el trabajo de Woo y Kobayashi [21]. Posteriores estudios intentarán validar o no esta suposición.

Los valores de las constantes elásticas del material fueron tomados del modelo macroscópico de Hanna et al. [9]. Los valores del módulo de Young y de la constante de Poisson son el resultado de la homogeneización del material corneal. Valores de 11 MPa para el módulo de Young y 0.3 para la constante de Poisson en el plano corneal son considerados.

#### Condiciones de contorno

Dado que el modelo de la córnea supone una porción de la estructura completa del ojo, es necesario tomar especial consideración al definir las condiciones de contorno.

Si el ojo fuera una esfera, al tomar sólo la porción córnea en el modelo es suficiente con considerar, como condición de contorno, el restringir el movimiento en dirección hacia la esclera o sea hacia el resto del ojo. Pero la córnea es esférica, y el radio de curvatura de la esclera es distinto al radio de curvatura periférico de la córnea.

Como este modelo considera la geometría real de cada paciente a partir de la reconstrucción espacial de los datos topográficos, la geometría del limbo (la zona de transición entre la córnea y la esclera) no es considerada ya que el topógrafo corneal no mide su curvatura.

Vito et al. [13] estudiaron los efectos de considerar o no el limbo en un modelo corneal, definiendo distintos tipos de condiciones de contorno para simular su rigidez :

- tipo A: restricción del desplazamiento en el contorno,
- tipo B: restricción del desplazamiento perpendicular a la superficie S,
- tipo C: restricción del desplazamiento en la dirección vertical.

En el modelo con limbo sólo se representó la condición de contorno del tipo C.

Con el tipo B, el modelo sin limbo demostró que las tensiones medidas bajo estas condiciones de contorno se asemejaban a las tensiones bajo la teoría membranaral, es decir el error en considerar este contorno en una esfera es mínimo. En cambio con las otras condiciones (tipo A y C) las tensiones se alejaban de la teoría membranaral, especialmente cerca del borde y en especial en el tipo C.

El tipo C y el modelo con limbo, demostró que se reducía el efecto del tipo de condiciones de contorno al asemejarse los valores en el ápex de la tensión con los obtenidos en el modelo sin limbo y con condiciones de contorno tipo B.

Para el modelo corneal de este trabajo se consideraron los tipos A y C que simulaba la rigidez del limbo, ante la imposibilidad de obtener sus datos topográficos con el tipo de topógrafo corneal usado. Se optó por el tipo A como de rigidez intermedia entre el tipo B y el C ya que si bien es esperable un comportamiento membranar en el ápex corneal la presión de los párpados y músculos oculares originan una restricción del desplazamiento en la periferia corneal.

#### Generación de los cortes

En este trabajo se simuló la *queratotomía radial* para miopía, la *técnica de arqueadas de Lindstrom* para astigmatismo, y la *técnica de dobles paralelas de Arciniegas* que corrige tanto miopía como astigmatismo. Para ello fue necesario realizar un modelo de la incisión [16] que afecte la geometría de la estructura corneal.

Las características de los cortes relajantes son las siguientes:

- variación de la profundidad,
- el corte con bisturí no elimina tejido,
- no crean perforaciones (no toca membrana de Descemet)
- el espacio en el corte es rellenado con tejido cicatrizal

Las técnicas de cortes simuladas no usan la variación de la profundidad del corte para obtener distintos cambios refractivos. Estas técnicas, en especial la de Arciniegas, utilizan la máxima profundidad sin alterar la membrana de Descemet. Profundidades de corte entre 90 y 95 % son usadas.

Teniendo en cuenta estas características de los cortes, y que el modelo es en una sola capa, se realizó un modelo del corte con las siguientes características:

- los cortes presentan máxima profundidad,
- los nodos de la cara anterior de los elementos adyacentes en un corte son desligados,

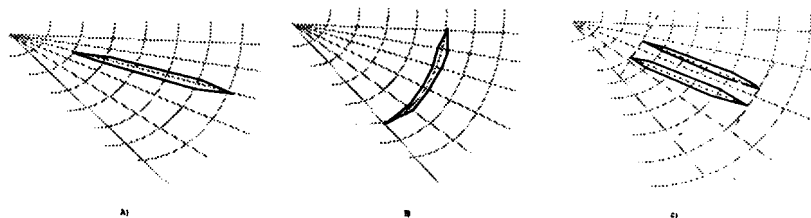


Figura 5: A) Corte radial; B) corte arqueado; C) corte dobles paralelas [2]

#### GENERACIÓN DE MAPA DE CURVATURAS

Si bien el análisis de deformación y de tensiones resultado del análisis provisto por el módulo BACON, permite observar los cambios en la geometría corneal, así como la concentración de tensiones, y los zonas de posible fractura, este análisis no es adecuado para el oftalmólogo. Además el resultado de la cirugía se mide por el cambio refractivo de la estructura corneal. El oftalmólogo verifica los resultados refractivos de la operación midiendo la curvatura corneal con el queratómetro. Tal instrumento sólo mide 4 puntos de la zona óptica (central) de la córnea.

Con la incorporación de mapas de curvaturas corneales los resultados de la cirugía refractiva pueden ser analizados con mayor amplitud. La topografía de la córnea permite detectar astigmatismos irregulares creados por la cirugía. Además es visible el efecto de la cirugía en la periferia y en la zona paracentral de la córnea.

Por cada meridiano, y empezando por el punto en el ápex, se puede calcular el radio de curvatura, realizando un ajuste de circunferencias a 3 puntos sucesivos de un mismo meridiano. Esta limitación a la dirección

meridional es también establecida por el topógrafo corneal. Por lo tanto no se hacen más suposiciones que las del equipo adquisidor de datos.

Mediante la visualización de un mapa de curvaturas se intenta imitar las características del topógrafo corneal, facilitando al oftalmólogo poder comparar con un mismo formato el resultado de una topografía de la córnea antes de la operación, después de la operación, y después de una operación simulada mediante el análisis estructural. Este método es mucho más potente que el empleado por otros autores, que calculan la refracción de la córnea luego de la simulación, ajustando la zona central completa por un elipsoide u paraboloide, limitando el análisis a casos de astigmatismos regulares.

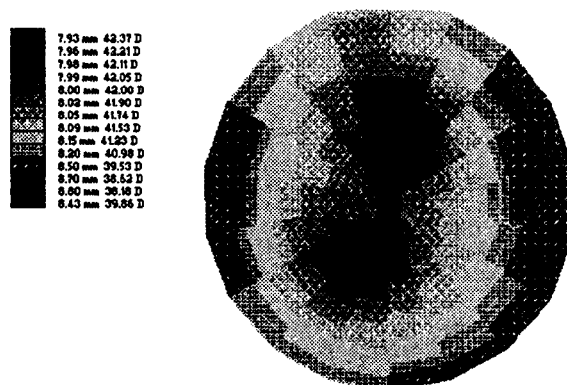


Figura 6: Reconstrucción topográfica de la córnea a partir del resultado de un análisis en elementos finitos.

## RESULTADOS

Una nueva técnica quirúrgica se verifica probando la misma en una cantidad suficiente de pacientes, tal que los resultados se repitan en todos ellos, con un error lo suficientemente pequeño para no alterar el resultado final pretendido. El número adecuado de pacientes es tal que someta a la técnica quirúrgica a distintas circunstancias y verifique el mismo resultado en distintos ojos. El modelo realizado en este trabajo está sujeto a las mismas consideraciones anteriores. La diversidad de córneas simuladas servirán para depurar las diferencias del modelo con la estructura real debido a la falta de otros métodos.

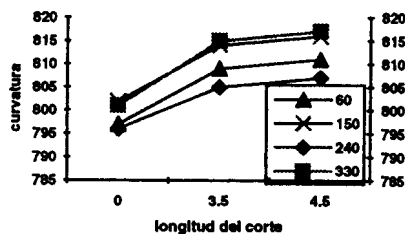
Inicialmente, se sometió a distintas pruebas para estudiar los resultados refractivos del modelo, considerando una córnea de un paciente, a distintos cambios de varios parámetros como el módulo de Young, la constante de Poisson, el diámetro de la zona óptica, y la longitud del corte radial. Se utilizó una reducción del número de meridianos para minimizar el costo computacional y el tiempo de análisis. Se estudió el cambio refractivo de esta córnea a la simulación de distintos tipos de cortes como radiales, arqueados y dobles paralelas. Finalmente, se compararon los resultados de una córnea operada con la simulación de la cirugía efectuada en ella, repitiendo los mismos cortes y utilizando datos reales de la córnea del paciente operado para construir el modelo estructural de la córnea. Es necesario aclarar que los resultados de este estudio no son definitivos, sino que son el primer paso para repetirlo sobre más pacientes.

### Pruebas con distintos tipos de cortes

Se probaron 2 cortes radiales en los ejes del astigmatismo de este ojo según los datos del topógrafo corneal, 4 radiales en ejes perpendiculares, y al primer caso se sumó un corte arqueado de 60°. Los resultados fueron un aplanamiento en la zona óptica con un aumento en la curvatura en la zona de los cortes. El corte arqueado fue el de mayor poder refractivo. El cambio de la refracción de los cortes radiales puros no fue significativo (0.5 D). También se realizó un diagrama con cortes dobles paralelos con la misma disposición que el segundo diagrama anterior. El cambio refractivo fue mayor del doble de los cortes radiales puros (1.2 D).

**Relación con la longitud del corte**

Considerando los valores de los radios de curvatura del primer anillo en los ejes del astigmatismo (60°, 150°), se compararon los cambios de curvatura ante variaciones variando de la longitud del corte. En la gráfica se representan en la abcisa: sin cortes (L=0), con cortes de 3.5 mm, y con cortes de 4.5 mm. La zona óptica se mantuvo constante en 3 mm, y la disposición de los cortes es la misma del segundo diagrama de cortes de la figura anterior.



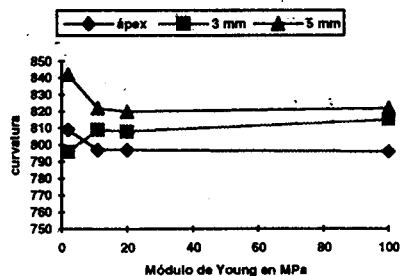
Se observa que el cambio del radio de curvatura al aumentar la longitud de corte de 3.5 a 4.5 mm es de igual en los cuatro meridianos ángulos. En el siguiente gráfico se observa el cambio en mm de radio de curvatura por cada meridiano del astigmatismo.



Se observa un cambio de 10 mm de radio de curvatura para la córnea intacta y los 4 cortes de 3.5 mm. Aumentando 1 mm la longitud del corte la curvatura aumenta 2 mm en cada meridiano.

**Relación con el módulo de Young**

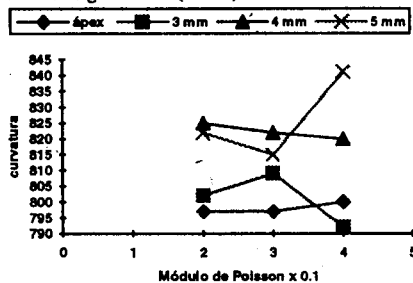
Se realizó una variación del módulo de Young a valores de 2, 11, 20, y 100 MPa, del mismo de diagrama de cortes anterior con cortes radiales de longitud igual a 4.5 mm y una zona óptica de 3 mm. Se graficó las variaciones de los radios de curvatura en función del módulo elástico, tomando en ápex y el meridiano en el ángulo 0, a 3 y 5 mm.



Se observa una relación de la refracción independiente al módulo elástico para valores mayores a 11 MPa. Este resultado fue encontrado también por Vito et al.

#### Relación con la constante de Poisson

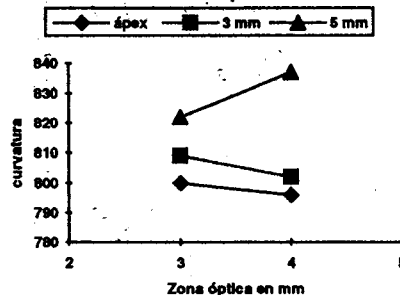
La variación de la constante de Poisson para una córnea con el mismo diagrama de cortes anterior y un módulo de Young de 11 MPa no fue significativo (0.5 D).



Se observa que el aplanamiento en el ápex es levemente mayor para la constante de Poisson mayor (0.4), así como en 3 y 4 mm de la zona óptica el radio de curvatura es menor curvándose más esta zona.

#### Relación con la zona óptica

Para una longitud del corte de 3.5 mm, se varió la zona óptica de 3 mm a 4 mm.

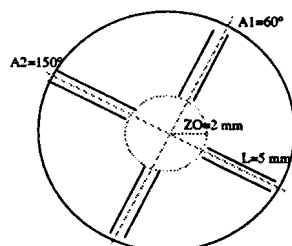




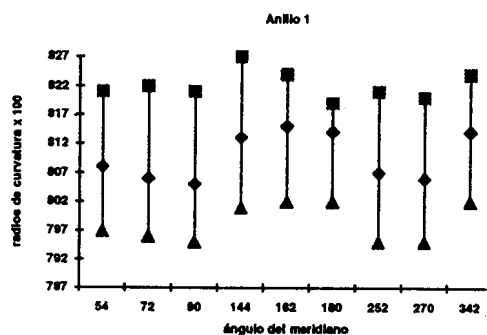
El aplanamiento en el ápex fue levemente mayor para la zona óptica menor, así como la mayor curvatura en la periferia.

### Comparación con cirugía real

Se realizó una simulación del efecto de una cirugía real sobre el modelo corneal, y se compararon los resultados con los datos obtenidos de un paciente real sometido a la misma intervención quirúrgica. Se realizaron los cortes semirradiales o dobles paralelas siguiendo el siguiente diagrama:



Se realizaron cortes con la misma longitud y ubicación que los realizados en el paciente. Se comparó el cambio refractivo en el nodo del ápex antes y después de la operación para el caso real y el caso simulado



Los puntos superiores son los radios de curvatura del primer anillo de la córnea del paciente operado. Los puntos intermedios son los radios de curvatura de la simulación de la cirugía refractiva de la córnea del primer anillo. Los inferiores son los radios de curvatura del paciente antes de ser operado. Se observa una diferencia máxima entre las curvas superior e intermedia de puntos de 0.15 mm de radio de curvatura, es decir 0.94 D. Se distingue el cambio de la refracción luego de simular los cortes (puntos intermedios e inferiores). Este cambio fue de 0.1 mm (0.7 mm) de promedio.

### CONCLUSIONES

En este trabajo se describió el modelo estructural usado para la córnea, basado en el método de los elementos finitos. Se utilizó la herramienta de computación SAMCEF para realizar el preparado del modelo y el análisis lineal y estático del mismo.

El modelo geométrico de la córnea considerado en este trabajo describe cualquier tipo de ametropías, así como cualquier tipo de enfermedades que alteren la geometría corneal. No se realizaron simplificaciones de

tipo geométrico, como ejes de simetría, superficies de revolución. Se utilizaron parámetros estructurales, resultado de una homogeneización de la estructura en capas realizada por Hanna et al. Se considero un comportamiento lineal del material restringiendo el análisis a bajas presiones intraoculares (13-20 mmHg) que es el rango de presiones de los potenciales pacientes a esta técnica quirúrgica. Al considerar sólo un análisis estático, las variaciones de los parámetros corneales con el tiempo no son tenidos en cuenta. Un estudio posterior de estas variaciones, como las presentes en la cicatrización del tejido en los cortes, será importante.

El tamaño de la malla, así como la sensibilidad a efectos locales, fue determinada con un criterio de minimizar el costo computacional. Debido al alto consumo de recursos de esta técnica, minimizar el tiempo de análisis permitió un estudio de las variaciones de distintos parámetros, así como realizar simulaciones de varias técnicas con distintos tipos de cortes.

El resultado refractivo al realizar una variación de los parámetros característicos del modelo y de la cirugía simulada determinó que el modelo se comporta aceptablemente bien, imitando el comportamiento real de la córnea a las mismas variaciones. El resultado de comparar la simulación de la cirugía con los resultados postoperatorios reales de un paciente sólo sirvió para confirmar el resultado anterior. El error fue mayor que el deseable ( $\pm 0.25$  D, resolución del topógrafo corneal). Si bien muchas son las consideraciones hechas, las principales causas de esta diferencia podrían asignarse en las condiciones de contorno impuestas, errores en la medición de datos por parte del cirujano, en especial los espesores, y en un número insuficiente de elementos en la malla. Este último factor podría explicar la excesiva rigidez mostrada por el modelo numérico, sin alcanzar la deformación y consecuente cambio mostrado por la experiencia real. Es necesario realizar más estudios con pacientes distintos, y ajustar el modelo para una mejor aproximación al caso real.

Desde el punto de vista del modelo numérico en sí, estimamos conveniente incorporar una estrategia de estimación de error y refinamiento automático de malla a fin de poder representar adecuadamente los fuertes gradientes introducidos por los cortes. Igualmente estimamos necesario realizar una mejor validación del modelo de comportamiento material que representa al tejido corneal (i.e. en los meses posteriores a la intervención se observa cambios de refracción que pueden asociarse a fenómenos de relajación).

El resultado de este estudio es fruto de un trabajo interdisciplinario entre médicos e ingenieros. Integrando aportes de distintas disciplinas, como la ingeniería y la medicina, es posible lograr resultados fructíferos en el área de la investigación biomédica.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Arciniegas A., Amaya L. Asociación de la queratotomía radial y la circular para la corrección de ametropías. Enfoque biomecánico, Cap. XXII, Soc. Am. de Oftalmología, Bogotá, 1980.
2. Arciniegas A., Amaya L.. Combined Semi-Radial and Arcuate Keratotomy for Correction of Ametropia: A Theoretical Bio-Engineering Approach. *Journal of Refractive Surgery*, Vol. 4, 2:51-59, 1988.
3. Board of Directors of the International Society of Refractive Keratoplasty. Statement on Radial Keratotomy in 1988. *Journal of Refractive Surgery*. Vol. 4, 3:80-90, 1988.
4. Christensen D.. *Ultrasonic Bioinstrumentation*. John Wiley & Sons, NY, 1988.
5. Ellis W.. *Radial Keratotomy and Astigmatism Surgery*. Medical Aesthetics Inc., 1986.
6. Engelstein J.. *Cirugía de las Cataratas*. Ed. Panamericana, Bs. As., 1985.
7. Gloster J., Perkins E., Pommier M-L.. Extensibility of Strips of Sclera and Cornea. *British. J. Ophthal.*, 41:103-110, 1957.
8. Greene P. R. and McMahon T. A. Scleral Creep vs. Temperature and Pressure in vitro, *Exp. Eye Res.*, 1979; 29: 527.
9. Hanna K., Jouve F., Waring GO. III.. Computer Simulation of Arcuate Keratotomy for Astigmatism. *Refractive and Corneal Surgery*, vol. 8, 2:152-163, 1992.
10. Nash I. S., Greene P. R., and Foster C. S., Comparison of Mechanical Properties of Keratoconus and Normal Corneas, *Exp. Eye Res.*, 1982; 35: 413.

13. Mandelbaum S., Lynn M. Radial Keratotomy. From the Prospective Evaluation of Radial Keratotomy (PERK), Clinical Center at the Bascom Palmer Eye Institute, University of Florida, and the Biostatistical Coordinating Center at Emory University, Atlanta, Georgia; 1985.
14. Manual de BACON, ASEF y Librería de Elementos de SAMCEF. SAMTECH, Universidad de Liège, Bélgica.
15. SAMCEF - Système d'Analyse des Milieux Continus par la Méthode des Elements Finis, Facultad de Ciencias Aplicadas, Universidad de Liège, Bélgica.
16. Sawusch M. R., McDonnell P.J.. Computer Modeling of Wound Gape Following Radial Keratotomy, *Refractive and Corneal Surgery*, 1992; 8, 2: 143.
17. Schanzlin D., Robin J.. *Corneal Topography. Measuring and Modifying the Cornea*. Springer-Verlag, 1992.
18. Villaseñor R. A., Stimac G.. Clinical Results and Complications of Trapezoidal Keratotomy, *Journal of Refractive Surgery*, 1988; 4, 4: 125.
19. Vito R., Carnell P.. Finite Element Method Based Mechanical Models of the Cornea for Pressure and Indenter Loading. *Refractive and Corneal Surgery*, vol. 8, 2:146-151, 1992.
20. Waring GO. III. A classification of refractive corneal surgery. *Arch. Ophthalmol.* 103:1472-1477, 1985.
21. Woo S., Kobayashi A., Schlegel W., Lawrence C.. Nonlinear Material Properties of Intact Cornea and Sclera. *Experimental Eye Res.*, 14:29-39, 1972.
22. Zienkiewicz OC. *The Finite Element Method*. New York, NY:McGraw Hill, 1977.