

**ESTUDIO PARAMETRICO EN UN MODELO EN ELEMENTOS FINITOS DE LA
CORNEA. MODELO ESTATICO LINEAL Y NO LINEAL.**

Fabio A. Guarnieri[†] & Alberto Cardona[‡]

INTEC-GTM

Güemes 3450, 3000 Santa Fe, Argentina

internet: aguarni@intec.unl.edu.ar

RESUMEN

[Introducción] El modelo biomecánico de la córnea en elementos finitos [1] presenta simplificaciones que pueden disminuir la predictabilidad del resultado de la cirugía refractiva debido a la alta variabilidad de los parámetros de la cirugía refractiva y estructurales de la córnea.

[Materiales y Métodos] En este trabajo se realiza un estudio de sensibilidad de ciertos parámetros sobre el resultado topográfico a partir de simulaciones con y sin cortes quirúrgicos. Se tuvo en cuenta los casos lineal y no lineal, tanto no linealidad geométrica como del material, las condiciones de contorno con y sin limbo, distintos modelos del material como su ortotropía y la estructura multicapa de la córnea (la membrana de Bowman, el estroma y la membrana de Descemet), el modelo del corte, las condiciones iniciales, en un problema tridimensional. Se realizó un estudio del refinado de la malla en los cortes, en la zona central u óptica y en el limbo. Se consideró tanto la estructura corneal aislada como incorporada al ojo completo fijado al nervio óptico en el polo posterior. Se utilizó el programa de análisis de elementos finitos OOFELIE que permite el desarrollo utilizando una librería de clases orientada a objetos y SAMCEF.

[Resultados]: El modelo inicial del tejido corneal, elástico, lineal e isotrópico, se comporta bien al simular una arqueada. Al usar pares de arqueadas no es posible lograr un cociente aplanamiento/encurvamiento menor a uno. Este resultado parece ser logrado aumentando el refinamiento y utilizando un modelo con no linealidad geométrica.

[Conclusiones]: Es necesario contemplar la no linealidad geométrica al simular los cortes arqueados. La simulación computacional sirvió para mejorar la comprensión de este tipo de corte, así como para predecir mejor los resultados refractivos.

ABSTRACT

[Introduction] The biomechanic model of the cornea by using finite elements [1] presents simplifications that can reduce the predictability of the result of the refractive surgery due to the high variability of the parameters of the surgery itself and of the structure of the cornea.

[Materials and methods] In this work we accomplished a study of the sensitivity of certain parameters on the topographic result of simulations with and without surgical incisions. We have taken into account the linear and non-linear cases, both of geometric and material type, the boundary conditions with and without limbus, different models of the material (i.e. orthotropy, multilayer structure of the cornea: Bowman membrane, the stroma and Descemet membrane), the model of the incision, the initial conditions, in three dimensional problems. It was accomplished a refinement study of the mesh in the incisions, in the central or optical zone and in the limbus. We considered the corneal structure alone and as part of the whole eye fixed to the optical nerve in the posterior pole. We used the program of finite element analysis OOFELIE that permits the development using a library of object oriented classes and SAMCEF.

[Results] The elastic, lineal and isotropic tissue model behaves well simulating the arcuate incision. By using pairs of arcuates, it is not possible to reach a steepening/flattening ratio lower than one. This ratio is reached by increasing the refinement and using a model with geometric nonlinearity.

[Conclusions] It is necessary to take into account the geometric nonlinearity to simulate the arcuate incisions. The computational simulation increased the comprehension of this type of incision, and allows better prediction of the refractive results.

[†] Becario de CONICET.

[‡] Investigador de CONICET, Profesor de la Universidad Nacional del Litoral.

INTRODUCCIÓN

El desarrollo de nuevas técnicas quirúrgicas involucra numerosos intentos en aislar los efectos de factores individuales sobre el resultado de la cirugía. La experimentación sobre ojos enucleados de animales y cadáveres humanos han servido con aquel fin.

La simulación en computadora de la cirugía refractiva permite al cirujano alterar las variables y aislar los efectos de factores específicos independientemente de otros factores, algo que no es posible con modelos experimentales.

En este trabajo se estudia el comportamiento de un tipo de corte particular dentro de la cirugía refractiva, las *arqueadas o arcuatas*. El efecto de pares de incisiones arqueadas para la corrección del astigmatismo ya ha sido descrito en bancos de ojos y en ojos vivos de conejos y de humanos.

Su uso ha sido de particular interés en el pasado y aun actualmente al ser el único procedimiento quirúrgico que "aplana y curva a la vez". Es, por lo tanto, el único procedimiento que corrige astigmatismos mixtos eficazmente en la actualidad. Además se agregan sus potenciales características para la corrección de la hipermetropía, foco de atención de muchos investigadores en la actualidad.

El objetivo de este trabajo es el de estudiar las arqueadas desde un punto de vista biomecánico, aprovechando herramientas computacionales para simular su efecto ante variaciones de distintos parámetros como su posición, tamaño de zona óptica, y longitud de arco.

En particular se estudiarán sus efectos en córneas de distintos diámetros, ya que este parámetro no es tenido en cuenta en los actuales nomogramas.

Es importante hacer notar la falta de predicción adicional que agrega este tipo de corte sobre otros, como el radial y las dobles paralelas de Arciniegas, ya que por su característica de aplanar y curvar a la vez puede provocar astigmatismos irregulares.

Se intentará correlacionar parámetros biomecánicos con los quirúrgicos y así aumentar la comprensión del comportamiento de la arqueada en la córnea.

EFFECTO ACOPLAMIENTO

Las incisiones arqueadas aplanan el meridiano perpendicular de la incisión y encurvan el meridiano para-lelo (*efecto acoplamiento*).

Dada una longitud de la incisión y una zona óptica adecuada, un par de arqueadas permite ubicar el foco de los dos meridianos del astigmatismo con la regla en retina. La regla básica es ubicar el tamaño de la zona óptica de las arqueadas en su punto neutro, es decir que lo que aplanar sea igual a lo que curva, teniendo en cuenta los diámetros corneales del paciente. Este tamaño se toma de referencia para distintos tipos de correcciones según el astigmatismo. Si es un astigmatismo mixto con mayor componente miópico que hipertrópico, para un arco de 90°, el diámetro de la zona óptica debe ser mayor que el valor de referencia, y viceversa para un componente hipertrópico mayor que el miópico.

Para máxima longitud de incisión de 150° , el cociente de aplanamiento sobre encurvamiento aumenta cuando el diámetro de la zona óptica aumenta. En cambio para incisiones con longitud de 60° o menos, el cociente aplanamiento sobre encurvamiento (A/E) disminuye al aumentar el diámetro de zona óptica.

Debido a esta dependencia del diámetro de la zona óptica, es importante determinar, dada una longitud de incisión (por ejemplo 90°), el diámetro de zona óptica en el que el cociente de aplanamiento sobre encurvamiento sea igual a 1. Si bien para lograr esto el cirujano emplea tablas formadas por experiencias anteriores, es importante considerar el diámetro corneal de cada paciente, parámetro no tenido en cuenta por las mencionadas tablas.

Experiencias clínicas demuestran que a igualdad de longitud de incisión y de diámetro de zona óptica, córneas de distintos diámetros corneales se comportan diferente. La córnea de diámetro mayor se comporta como si tuviera menor zona óptica. Esto es debido a la distancia relativa de las incisiones con respecto al ápex y al limbo. Este efecto del diámetro corneal presupone que el limbo es un factor importante en el comportamiento mecánico de las incisiones relajantes.

MODELO BIOMECÁNICO DE LA CÓRNEA

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 [6].

Las arqueadas pueden ser simuladas 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.

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 Schiotz, los espesores corneales con un paquímetro digital, y un mapa de radios de curvatura por un videoqueratoscopio digital (topógrafo corneal) [8].

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. 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.

Características del elemento

Un elemento sólido tridimensional isoparamétrico con interpolación cuadrática y cúbica es utilizado para representar la córnea, 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. Se usaron tanto un modelo lineal como no lineal geométrico. El material es elástico y se consideró tanto su isotropía como su ortotropía.

Los valores de las constantes elásticas del material isotrópico fueron tomados del modelo macroscópico de Hanna et al. [3]. 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. Los valores del modelo de material ortotrópico fueron tomados del trabajo de Bryant y Velinsky [9]

Generación de un mapa de curvaturas

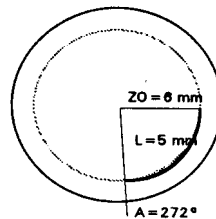
Con la incorporación de mapas de curvaturas corneales los resultados de la cirugía refractiva pueden ser analizados con mayor amplitud. La topografía de la córnea permite detectar astigmatismos irregulares creados por la cirugía. Además es visible el efecto de la cirugía en la periferia y en la zona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

Por cada meridiano, y empezando por un punto en el ápex, se calcula 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 adquirente de datos.

Descripción del modelado del corte arqueado

Un corte con forma de arco está determinado por:

1. su longitud L de arco en mm,
2. su ubicación angular inicial A en grados,
3. su posición ZO desde el ápex medido como radio de la zona óptica en mm



Se hace coincidir un anillo de nodos con el corte, limitando la posición del corte a un anillo donde haya nodos. El corte arqueado desliga los nodos de la cara anterior de la córnea por donde pasa excepto el de los extremos del corte.

ESTUDIO DE PARÁMETROS DEL MODELO BIOMECÁNICO

Ortotropidad

Se experimentó con un material ortotrópico transversalmente isotrópico pero los resultados fueron muy parecidos al isotrópico (aplanó un poco menos y el encurvamiento fue igual). Faltó probar con mayor refinamiento y así observar si aparece alguna tendencia de menor aplanamiento con igual o

mayor encurvamiento. También faltó probar con longitudes de los arcos más grandes en el material ortotrópico.

No linealidad geométrica

Se contempló el caso de que el modelo de la córnea, bajo este tipo de cortes, requiere considerar grandes desplazamientos y rotaciones. Se utilizó el módulo SADYNL de SAMCEF, para realizar el análisis no lineal geométrico. Se utilizó un proceso iterativo de Newton-Raphson modificado con carga incremental.

Se presenta un problema al contemplar grandes deformaciones con no linealidad geométrica: Es significativa la deformación inicial al aplicar la presión intraocular a la geometría inicial (no natural). Se procede a desinflar no linealmente la córnea. Se presentan problemas de estabilidad al aplicar la carga de presión en dirección inversa. Se intenta el desinflado a través de un método iterativo que busca los desplazamientos que reducen la geometría tal que al aplicar la carga total de presión logre la configuración inicial medida de la córnea.

Efecto del limbo y del ojo entero

Se realiza un estudio de considerar el limbo en el modelo de córnea aislada del ojo entero. Se reconstruye la córnea a partir de los datos del topógrafo corneal, datos de los diámetros corneales y de la profundidad de la cámara anterior.

También se realiza un modelo completo del ojo tomando datos de la longitud axial del ojo y considerando un elipsoide a partir del limbo. Se fija el globo en el polo posterior, a nivel de la inserción del nervio óptico.

Los desplazamientos obtenidos luego de la simulación de 2 arqueadas en el modelo lineal son pequeños como para modificar la curvatura en la córnea. La sensibilidad de las dimensiones del ojo entero es pequeña hacia la curvatura de la córnea, validando el modelo de córnea y sus condiciones de contorno para el modelo lineal.

Modelo del tejido y de los cortes

Se cambia el modelo del corte desligando nodos posteriores, para evitar el refinamiento necesario en la zona del corte. También simularía los cortes de las fibras de colágeno (modelo de Pinsky [10]).

Se realiza un modelo multicapa de la córnea considerando su microestructura. Se considera la membrana de Bowman (externa), el estroma, y la membrana de Descemet (interna). El estroma es modelado por elementos sólidos tridimensionales y las dos membranas por estructuras membranales debido a su pequeño espesor.

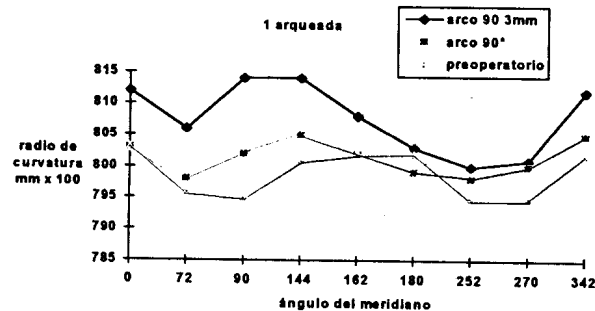
La simulación de eliminar la membrana de Bowman, así como realizar un eliminado de hasta un 30 % de estroma, como ocurre en la fotoqueratectomía con Laser Excimer, no modificó la curvatura central de la córnea.

ESTUDIO DE PARÁMETROS DE LOS CORTES ARQUEADOS

Efecto del comportamiento de 1 arqueada

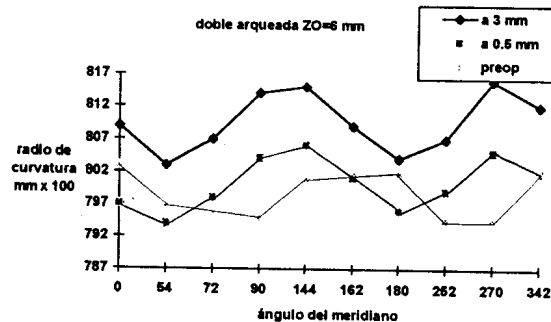
El efecto de la arqueada es de aplanar el eje de la bisectriz del arco y curvar el eje perpendicular a la bisectriz.

Si graficamos los radios de curvatura del primer anillo (a 0.5 mm) observamos que en el meridiano entre 90° y 144° se observa el máximo aumento del radio de curvatura (+7 aplanamiento), mientras que la máxima disminución (-3 encurvamiento) se observa en el eje perpendicular en los meridianos 0° y 180°. A 3 mm del ápex el efecto de aplanamiento es más notorio, no así el encurvamiento.



Efecto de 2 arqueadas (cirugía de astigmatismo)

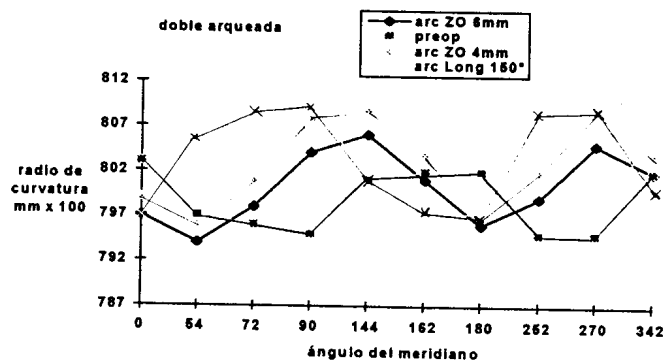
Este es el tipo de diagrama de cortes usado en la corrección de los astigmatismos. El efecto de las dos arqueadas se acoplan para aumentar el resultado refractivo. En la siguiente figura se grafican los radios de curvatura en un anillo a 0.5 y a 3 mm del ápex. Se observa que el máximo encurvamiento se produce en 0° de -6, mientras que en el eje perpendicular (90°) es de +10.



Efecto de 2 arqueadas a distintas longitudes de la incisión

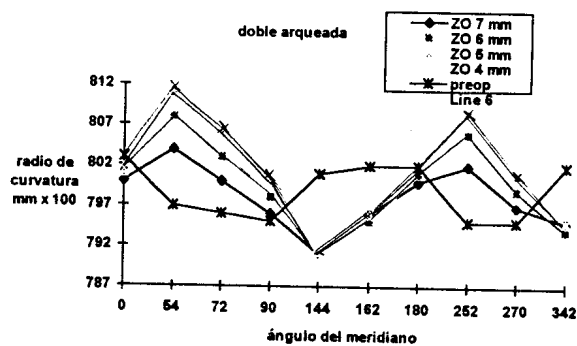
En la siguiente gráfica se observan los radios de curvatura a 0.5 mm del ápex de un par de arqueadas con zona óptica de 6 mm, 4 mm y otro par con zona óptica de 4 mm pero con longitud de incisión de 150°. El resultado es que, tanto la zona óptica menor como la mayor longitud de la incisión, aumenta el efecto de la cirugía aumentando, tanto el aplanamiento como el encurvamiento. Pero es de notar que para una longitud de incisión de 90°, la disminución del diámetro de la zona óptica

aumenta más el aplanamiento, mientras que el aumento de longitud de incisión aumenta más el encurvamiento.



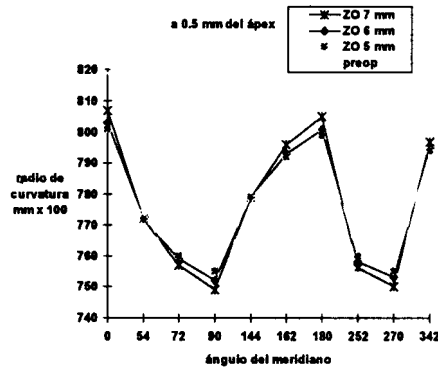
Efecto de 2 arqueadas a distintas zonas ópticas.

Se realizó la simulación de un diagrama de cortes arqueados variando el tamaño de la zona óptica de 4, 5, 6, y 7 mm. En la gráfica siguiente se observa que en el eje de las arqueadas (54°), el que más aplanó fue el de ZO más chica (4 mm), mientras que todos encurvaron por igual.



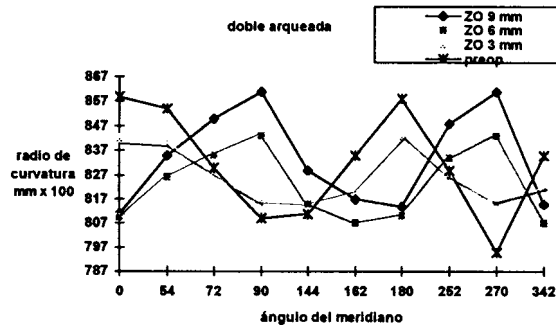
El mismo comportamiento se observa a 3 mm del ápex.

Realizando las mismas experiencias con otro paciente (Id=221) se observa que para el eje de las arqueadas (90°) se repite el comportamiento: las arqueadas de menor ZO aplanan más. Pero para el eje perpendicular se observa que también las arqueadas de menor ZO son las que más curvan la córnea.



Esto muestra una incapacidad del modelo lineal de lograr un cociente de aplanamiento sobre encurvamiento menor de 1 al reducir la zona óptica del par de arqueadas con 90° de longitud.

En el modelo de corte perforado se simularon cortes arqueados de 9, 6, y 3 mm de diámetro de zona óptica. En la siguiente gráfica se observa como al disminuir la zona óptica de 9 a 6 mm la relación A/E disminuye como sería previsible. Nótese que para una zona óptica muy chica (3 mm), el aplanamiento es muy pequeño a 90°

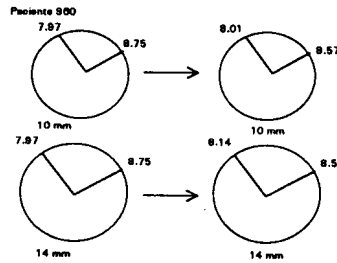


Estudio de distintos diámetros corneales

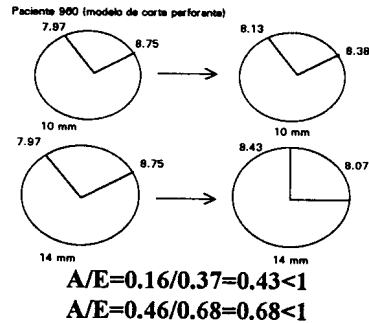
Se intenta demostrar que para diseñar la cirugía con arqueadas es importante considerar el diámetro corneal. Clínicamente se encuentra que el grado de aplanamiento y encurvamiento depende de la relación zona óptica/diámetro corneal. Si multiplicamos por una constante a determinar, la relación ZO/DC determina el grado de aplanamiento/encurvamiento (efecto acoplamiento) A/E:

para ASTIGMATISMOS MIOPICOS	ZO/DC y A/E > 1
para ASTIGMATISMOS MIXTOS	ZO/DC y A/E = 1
para ASTIGMATISMOS HIPERMETROPICOS	ZO/DC y A/E < 1

En el siguiente caso se observa que para el DC mayor (14mm) (ZO/DC < 1) el resultado de A/E > 1 inverso al esperado.



Para el modelo de corte perforante donde se desligan los nodos posteriores del corte se encuentra que para el DC mayor (14mm) ($ZO/DC < 1$) el resultado de $A/E < 1$ como es esperado.



El mismo resultado se logra utilizando el modelo de cortes sin perforar, pero considerando la no linealidad geométrica.

CONCLUSIONES Y COMENTARIOS FINALES

Se realizó un modelo biomecánico del corte arqueado para analizar su comportamiento en la cirugía refractiva.

El comportamiento del modelo del corte fue satisfactorio en un primer análisis. Tanto el análisis de un sólo corte como el de un par de cortes simularon el efecto acoplamiento.

El modelo biomecánico de la córnea y de los cortes arqueados simula bien el comportamiento de una arqueada, encurvando en su eje y aplanando el eje perpendicular. Para pares de arqueadas se logró simular bien el comportamiento de la arqueada al variar el diámetro de la zona óptica y la longitud de la incisión, pero siempre con cociente de aplanación y encurvamiento de los ejes incididos y perpendiculares mayores que uno. Es decir, nunca el encurvamiento del eje no incidido fue mayor al aplanamiento del eje incidido. Aun en el caso de pares de arqueadas de longitud 150° y diámetro de zona óptica de 4 mm no fue posible lograrlo.

Esto llevó a intentar variaciones del modelo, como considerar la no linealidad del campo de desplazamiento, modelo completo del ojo, refinamiento de la malla, modelo del material más completo. Los modelos de corte perforado y con no linealidad geométrica logran cocientes $A/E < 1$.

Si bien el estudio no ha terminado, parecería que el modelo lineal no logra imitar completamente el efecto de la arqueada en la córnea, teniendo un comportamiento demasiado rígido. Un estudio más profundo aun sería necesario.

REFERENCIAS

- [1] Arciniegas A., Amaya L. Asociación de la queratomía 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] Hanna K., Jouve F., Waring GO. III.. Computer Simulation of Arcuate Keratotomy for Astigmatism. *Refractive and Corneal Surgery*, vol. 8, 2:152-163, 1992.
- [4] Manual de BACON, ASEF , SADYNL y Librería de Elementos de SAMCEF. SAMTECH, Universidad de Liège, Bélgica.
- [5] SAMCEF - Système d'Analyse des Milieux Continus par la Méthode des Elements Finis, Facultad de Ciencias Aplicadas, Universidad de Liège, Bélgica.
- [6] Zienkiewicz OC. *The Finite Element Method*. New York, NY:McGraw Hill, 1977.
- [7] Jue B., Maurice D.. The Mechanical Properties of the Rabbit and Human Cornea. *Journal of Biomechanics*, vol. 19, 10:847-854, 1986.
- [8] Schanzlin D., Robin J.. *Corneal Topography. Measuring and Modifying the Cornea*. Springer-Verlag, 1992.
- [9] Velinsky S., Bryant M.. On the Computer-Aided and Optimal Design of Keratorefractive Surgery. *Refractive and Corneal Surgery*, vol. 8, 2:173-182, 1992.
- [10] Pinsky P.M., Datye D.V. Numerical Modeling of Radial, Astigmatic, and Hexagonal Keratotomy. *Refractive and Corneal Surgery*, vol. 8, 2:164-173, 1992.