

Simulación 3D de implantes de anillos intraestromales para la estabilización del queratocono

Julio Flecha*¹, Miguel Ángel Ariza-Gracia^{1,2}, Jesús Zurita³, Begoña Calvo¹

¹ Grupo AMB Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A)
Universidad de Zaragoza, Mariano Esquillor s/n, 50018, Zaragoza, Spain.
Tel. +34-976762707, *e-mail: jflecha@unizar.es

² Institute for Surgical Technology and Biomechanics (ISTB), Universität Bern (Berna, Suiza)

³ Departamento de Ingeniería Mecánica, Energía y materiales, Universidad Pública de Navarra (Pamplona, España)

Introducción

Los anillos intraestromales (ICRS) se usan en la práctica clínica para estabilizar la progresión del queratocono (KTC), una enfermedad ectásica no inflamatoria que provoca la disrupción de las fibras de colágeno [1]. Hasta la fecha, solamente se han desarrollado modelos simplificados en dos dimensiones [2], o simulando la córnea como un material elástico lineal [3]. El objetivo de este estudio es evaluar los cambios que se producen en la superficie corneal tras la inserción de los ICRS, de forma que se puedan mejorar los nomogramas estadísticos (modelo matemático que muestra las relaciones que hay entre diferentes variables) que actualmente se utilizan para la planificación de cirugías.

Material y Métodos

Se parte de la construcción de un modelo promedio de elementos finitos (EF) de córnea y esclera. Por simplicidad, ambos elementos son considerados esféricos: los radios interno y externo de la córnea son 6.7 y 7.5 mm, respectivamente, con un espesor variable de entre 0.6 y 0.7 mm; los radios interno y externo de la esclera son 12 y 13mm, respectivamente, con un espesor uniforme de 1 mm. Los modelos están compuestos por una media 257.082 elementos hexaédricos lineales de 8 nodos y 278.397 nodos. Las mallas hexaédricas de los anillos analizados dependerán tanto del tamaño de la sección del anillo, como del diámetro abarcado. Se distinguen 2 condiciones de contorno. Primero, la presión interna del ojo (IOP), se simula como una carga distribuida sobre la superficie ($2 \cdot 10^{-3}$ MPa, o 12 mmHg). Segundo, se considera una condición de simetría en el plano ecuatorial de la esclera. Además, para tener en cuenta la pretensión natural del tejido, se utiliza un algoritmo iterativo para determinar la configuración de referencia descargada [4]. Finalmente, el proceso quirúrgico se detalla en el esquema de la Figura 1. Para simular el comportamiento de los diferentes tejidos del globo ocular se utilizan funciones de densidad de energía de deformación (Strain Energy Functions, SEF). La córnea y el limbo son

considerados como materiales hiperelásticos anisotrópos, diferenciando dos contribuciones: la matriz extracelular, a la cual se le asocia un comportamiento quasi-lineal (Neo-Hookean); y las fibras de colágeno embebidas en la matriz (Gasser-Holzappel-Ogden). Por el contrario, la esclera se considera un modelo hiperelástico isotrópico (Yeoh). Las constantes y las ecuaciones de los modelos se obtienen de literatura [4]. Finalmente, los ICRS están hechos de plástico (PMMA), con un comportamiento elástico lineal ($E=3300$ MPa, $\nu=0.4$).

Para el mismo ojo promedio, se lleva a cabo un análisis “full factorial” a tres niveles (bajo, medio, alto) de las tres variables determinantes en la inserción de los ICRS (Profundidad, zona óptica, y diámetro de anillo). Para analizar el posible impacto de las distintas alternativas quirúrgicas en la vista se realizan 27 simulaciones (Abaqus, Dassault Systems) combinando: profundidad de inserción del 50%, 65%, u 80% del espesor corneal, zona óptica de 2.5 mm, 3 mm, o 3.5 mm, y diámetro del anillo de 0.2 mm, 0.3 mm, o 0.5 mm. Para analizar adecuadamente los resultados, se utiliza un algoritmo propio de trazado de rayos (“ray-tracing”) que proporciona la potencia esférica y cilíndrica, en dioptrías, de la superficie anterior y posterior corneal, así como las aberraciones de frente de onda (Wavefront Aberration). Finalmente, se utiliza un análisis de los efectos principales y acoplados de los distintas variables para analizar el impacto de los distintos anillos en los cambios refractivos post-quirúrgicos (Matlab, Mathworks).

Resultados

Tras la inserción de los ICRS, la superficie corneal se desplaza ligeramente hacia la cámara anterior del ojo a lo largo del eje óptico. Como consecuencia de la modificación de la curvatura corneal, se produce un cambio en su poder óptico. Debido a que se parte de una geometría inicial esférica, se induce un astigmatismo corneal (diferencia de curvatura entre los ejes principales). Los ejes principales de máxima y mínima curvatura corresponden a los ejes longitudinal (simetría) y transversal de los anillos. Los efectos de

las distintas variables (profundidad, zona óptica, y diámetro) de las cirugías en el astigmatismo post-quirúrgico se pueden observar en la Figura 2 (diagrama de Pareto). El mayor impacto en el astigmatismo lo produce el diámetro de la zona óptica donde se implanta el anillo (40%), seguido del diámetro de la sección transversal (30%), y de la profundidad de inserción (15%). Además, el efecto acoplado de la sección del anillo junto con el diámetro de la sección tiene casi el mismo impacto que la profundidad de inserción del anillo (~15%). Finalmente, las aberraciones de frente de onda pre- y post-quirúrgicos (ver en Figura 3) refuerzan la idea de que la inserción de los ICRS induce un error refractivo inevitable que puede ser altamente negativo, observándose un cambio de patrón de desenfoque esférico a un patrón astigmático inducido a lo largo del eje transversal de los ICRS.

Conclusiones

Nuestras simulaciones numéricas capturan el cambio en el poder óptico que se produce tras la implantación de los ICRS. Para los anillos implantados a mayor distancia del centro corneal (diámetro de la zona óptica ~ 7 mm), el efecto de retroceso en la superficie corneal es inferior a posiciones menos distales, dependiendo también del tamaño del anillo. Si combinamos los efectos más influyentes (menor diámetro de zona óptica y mayor sección), se induce la mayor aberración óptica (ver Figura 3). Sería

recomendable que las secciones más pequeñas se implantasen en zonas ópticas cercanas al centro, y viceversa. Además, los anillos actúan como elemento de contención, absorbiendo la mayoría de las tensiones radiales. Esto sugiere que podrían ayudar a estabilizar la progresión del KTC al relajar las tensiones en el tejido [5]. Este estudio no está exento de limitaciones. Los próximos pasos incluirán geometrías paciente-específico, la viscoelasticidad del tejido, y el estudio del efecto estabilizador de los ICRS en patologías ectásicas.

AGRADECIMIENTOS

JF ha sido financiado por el gobierno de España (DPI 2014-54981-R. Referencia: BES-2015-073630).

MAAG ha sido financiado por el gobierno de Suiza (ESKAS-Nr: 2016.0194).

REFERENCIAS

- [1]. VEGA-ESTRADA, A, ALIO, J. Eye and Vision. *The use of intracorneal ring segments in keratoconus*, 2016, 3:8.
- [2]. KLING, S., MARCOS, S. Investigative Ophthalmology and Visual Science. *Finite-Element Modeling of Intrastromal Ring Segment Implantation into a Hyperelastic Cornea*. January, 2013, 54(1):881-89.
- [3]. GARCIA-PORTA, N, FERNANDES, P, QUEIROS, A, SALGADO-BORGES, J, PARAFITA-MATO, M, GONZÁLEZ-MÉIJOME, JM. ISRN Ophthalmology. *Corneal Biomechanical Properties in Diferent Ocular Conditions and New Measurement Techniques*. 2014, 19 pages.
- [4]. ARIZA-GRACIA, MA, ZURITA, J, PIÑERO, DP, CALVO, B, RODRIGUEZ-MATAS, JF. Annals of Biomedical Engineering. *Automatized Patient-Specific Methodology for Numerical determination of Biomechanical Corneal Response*. May, 2016, 44(5): 1753-1772.
- [5]. TORQUETTI, L, ARCE, C, MERAYO-LLOVES, J, FERRARA, G, FERRAR, P, SIGNORELLI, B, SIGNORELLI, A. International Journal of Ophthalmology. *Evaluation of anterior and posterior surface of the cornea using a dual Scheimpflug analyzer in keratoconus patients implanted with intrastromal corneal ring segments*. 2016, 9(9): 128

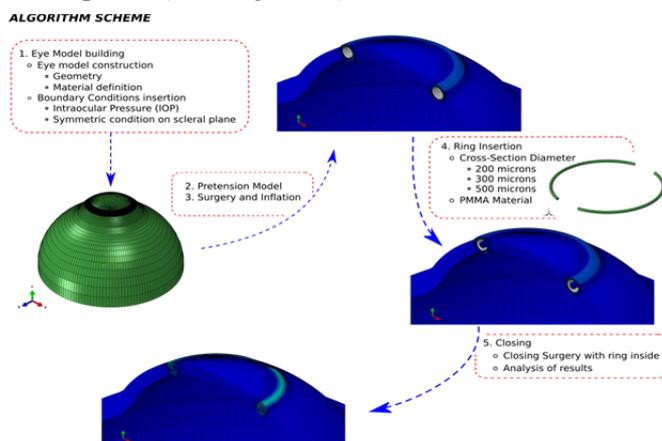


Figura 1: Esquema del algoritmo implementado. 1) Construcción del modelo de EF. 2) Se introduce la pretensión del tejido corneal. 3) Se eliminan los elementos de la córnea que conforman la cirugía y se realiza una presurización de la cavidad. 4) Se insertan los diferentes anillos. 5) Se cierra el agujero con el anillo en el interior asegurando los contactos.

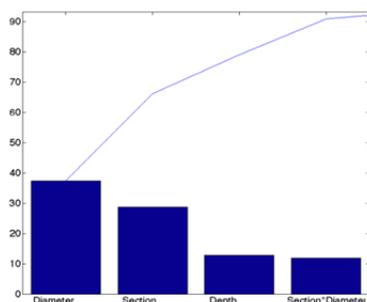


Figura 2: Diagrama de Pareto del análisis de cilindridad del wavefront

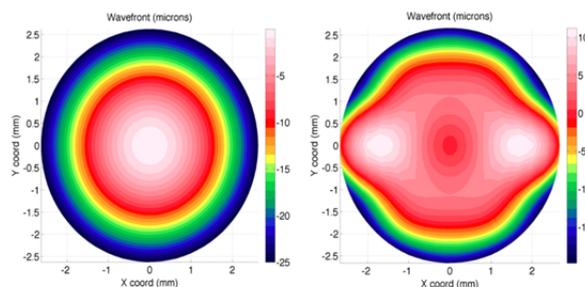


Figura 3: Topografía corneal del "Wavefront" a 80% de profundidad, 2.5 mm del centro del ojo y 0.5 mm de sección circular. (Izquierda) Pre inserción. (Derecha). Post inserción