

Simulation of arcuate keratotomy using the finite elements method: An application of an interaction platform of Matlab and COMSOL Multiphysics.

Simulación de Queratotomía Arqueada por Medio de un Modelo de Elementos Finitos: Aplicación de Una Plataforma de Interacción Entre Matlab y COMSOL Multiphysics

¹M. Catalina Moreno

²Fernando Ramírez PhD

³Alejandro Arciniegas MD

Recibido 02/10/2015

Aprobado 09/12/2015

Resumen: La queratotomía radial es uno de los métodos quirúrgicos empleados para corregir los defectos ópticos de las personas; ésta ha sido ampliamente estudiada, e incluso se han propuesto nomogramas que permiten predecir los resultados de algunas geometrías; a pesar de esto, las experiencias postoperatorias han demostrado que la tasa de éxito de las cirugías es baja, ya que se presenta hipocorrección o hipercorrección de los pacientes, obligándolos a usar ayudas externas o llevándolos a someterse nuevamente a una cirugía. Teniendo en cuenta esto, se desarrolló una plataforma para simular estas cirugías por medio del método de elementos finitos, empleando los programas Matlab y

¹Asistente de investigación. Departamento de ingeniería civil y ambiental Universidad de los Andes
² Profesor asociado. Departamento de Ingeniería civil y ambiental – Universidad de los Andes
³MD. – Médico Oftalmólogo. Universidad del Bosque

correo-e: mc.moreno901@uniandes.edu.co, f.ramirez@uniandes.edu.co, alejandroarciniegascastilla@gmail.com

Presentado en el X CONGRESO COLOMBIANO DE METODOS NUMERICOS: Simulación en Ciencias y Aplicaciones Industriales, Septiembre. 23-25, 2015, UTB Cartagena, Colombia

COMSOL Multiphysics. Por medio de la rutina creada es posible obtener un modelo de la córnea preoperatoria que se asemeje tanto en geometría, como en condiciones de esfuerzo, a la córnea real; adicionalmente, es posible adaptar la geometría de la queratotomía radial que desee simularse. Se realizaron simulaciones para una cirugía compuesta de dos arcos y otra de tres arcos; los resultados obtenidos demuestran la capacidad de la simulación numérica para avanzar en el desarrollo de la cirugía refractiva, al ser posible estudiar parámetros, que de forma experimental, son difíciles de tener en cuenta, como la geometría inicial de la córnea y la edad del paciente, lo cual influye en el módulo de elasticidad del material; por otra parte, se encontró que esta aplicación es una potencial herramienta para los oftalmólogos, pues tiene la capacidad de predecir los resultados postoperatorios.

Palabra clave: Córnea, Queratotomía radial, Matlab, Graphical User Interface, COMSOL Multiphysics.

Abstract: Radial keratotomy is used as a methodology to correct refractive errors. This surgery has been widely studied and also nomograms have been proposed in order to predict postoperative results of some types of keratomies. Despite these efforts, surgical evidence has shown a low success rate because of undercorrection or overcorrection, forcing patients to use spectacles or contact lenses, after surgery, or even leads them to a new procedure. A simulation platform was developed in an attempt to study these surgeries, employing the finite element method, using Matlab and COMSOL Multiphysics simultaneously. The routine is capable of simulate the preoperative

cornea in terms of geometry and stress configuration. Also, it could be adapted to simulate any kind of radial keratotomy LASIK and PRK surgeries. Simulations for a double arc keratotomy and a triple arc keratotomy were developed. Results provide evidence of the capability of the platform to improve knowledge of refractive surgery taking into account the possibility to analyze the effect produced by corneal geometry and patient age, which affects the elastic modulus of the material, parameters difficult to analyze in an in-vivo experiment. Besides, it demonstrates the potential of the program as a tool for the surgeon to plan refractive surgery.

Key words: Cornea, Radial Keratotomy, Matlab, Graphical User Interface, COMSOL Multiphysics.

Introducción

La cirugía refractiva es una metodología quirúrgica ampliamente empleada para corregir ametropías o defectos refractivos del ojo de forma permanente.¹ Ésta se vale de la alteración de la topografía corneal para modificar la capacidad visual del paciente, para lo cual se emplean diferentes metodologías como PRK, LASIK o la queratotomía radial, entre otras. El desarrollo de estas metodologías se ha realizado a partir de trabajos experimentales en animales, ojos de cadáver y cirugías en personas; sin embargo, se ha encontrado que la tasa de variabilidad de los resultados, en el corto plazo, entre 2 y 18 meses después de la cirugía, es alta generando en algunos casos hipocorrección o hipercorrección en los pacientes.²

Aunque los estudios en pacientes han

permitido desarrollar nomogramas, los cuales buscan estandarizar los procedimientos quirúrgicos, como el nomograma de Lindstrom, para la corrección del astigmatismo, la alta variabilidad de los resultados hace que la tasa de predicción de los resultados quirúrgicos sea baja, causando que los pacientes recaigan en el uso de gafas o lentes de contacto e incluso llevándolos a someterse a una segunda cirugía. Teniendo en cuenta esto, es necesario emplear una metodología que permita de forma efectiva, estudiar el efecto de las características biomecánicas y geométricas de la córnea, en los resultados postoperatorios, sin que sea necesario realizar un número elevado de ensayos en personas.

Con el fin de atender estas necesidades, se desarrolló una plataforma de simulación, para estudiar diferentes configuraciones de queratotomías arqueadas, empleando una rutina desarrollada en el programa Matlab, que permite realizar simulaciones en el programa COMSOL Multiphysics, el cual calcula soluciones, empleando el método de elementos finitos. Esta plataforma, desarrolla simulaciones teniendo en cuenta tanto las características de la cirugía que se desea estudiar, como las características de una córnea específica; adicionalmente, está en la capacidad de calcular los resultados postquirúrgicos en términos de cambio de curvatura, facilitando así el estudio de la cirugía refractiva y siendo la antesala al desarrollo de una herramienta que permita a los oftalmólogos, predecir en su consultorio, el resultado de sus cirugías.

Biomecánica de la Córnea

La córnea provee entre el 70 y el 80% del poder refractivo del ojo³; esto se debe a su

transparencia, relativo estado de deshidratación y a su topografía.¹ Se compone de 5 capas: el epitelio, la membrana de Bowman, el estroma, la membrana de Descemet y el endotelio. De estas, las propiedades mecánicas de la córnea, se le atribuyen al estroma principalmente, pues aporta el 90% del espesor de la misma⁴; adicionalmente, la córnea, se compone de una matriz acelular, en la cual se encuentran embebidas fibras de colágeno, cuya distribución es paralela a los ejes vertical y horizontal, en el ápice, y tienden a una distribución circunferencial a medida que se acercan al limbo.⁵

La córnea se encuentra sometida a presión, debido a la acción del humor acuoso; ésta se conoce como presión intraocular (IOP); en pacientes sanos, dicha presión, se encuentra entre 14 y 20 mmHg (rango fisiológico). La rigidez de la córnea, como material, se puede analizar mediante un test de inflado, en el cual se compara la IOP con el desplazamiento del ápice o punto de mayor elevación de la córnea. Este ensayo ha mostrado que, bajo presión, el material presenta dos comportamientos: el primero, corresponde a la fase regulada por la matriz, donde pequeños aumentos de presión generan grandes desplazamientos y el segundo, a la fase regulada por las fibras, en el cual éstas se tensionan, aportando a la rigidez del material, Figura 1 [A].⁶

Aproximación al comportamiento de la córnea

El comportamiento dual de la córnea ha sido estudiado empleando diferentes aproximaciones, por ejemplo, Anderson et al.⁶, emplearon un material hiperelástico, basado en las ecuaciones de energía de deformación de Ogden. Pandolfi et al.⁷ lo aproximaron

como un material anisotrópico reforzado con fibras. Alastrué et al.⁵ emplearon un material anisotrópico hiperelástico e incompresible. Sin embargo, es posible emplear un modelo bilineal, para representar las dos fases del comportamiento del material, y usar el módulo asociado a la fase regulada por las fibras para modelar la córnea, en el rango de las presiones fisiológicas, teniendo en cuenta que el estudio realizado por Bryant y McDonnell⁸ demuestra que el rango anatómico de la IOP, se encuentra en la fase regulada por la matriz, Figura 1 [B].

En el presente estudio, se calculó el módulo de elasticidad, empleando los ensayos de tensión uniaxial de Hoeltzel et al.⁹; esto se hizo mediante un proceso iterativo, en el cual se realizó un ajuste de mínimos cuadrados, a los datos, diferenciando aquellos correspondientes a la fase regulada por la matriz y a la fase regulada por las fibras. Luego, el módulo de cada fase era calculado como la pendiente correspondiente a cada ecuación hallada. Finalmente, se sumaron los R² de cada ciclo y se seleccionó el módulo correspondiente a la suma con mayor valor; siendo entonces, el módulo de la córnea, en el rango fisiológico de 0.997 MPa o 1 MPa, correspondiente al resultado del primer ciclo de iteración presentado en la Figura 2 y en la Tabla 1. Por otra parte, se definió la relación de Poisson (ν) como 0.499, dado que la córnea es un material biológico, con un alto contenido de agua, lo cual la hace incompresible.⁴

Modelo de la Córnea

Geometría general

El desarrollo del modelo de la córnea se realizó en el software COMSOL Multiphysics 4.3b¹⁰; en este, se construyó el modelo geométrico

parametrizado, con base en las aproximaciones realizadas por Amaya y Arciniegas.¹¹ Éstas consisten en definir la geometría como un cascarón esférico excéntrico, cuya geometría está dada por el radio exterior (ERC), el espesor central (CCT) y el diámetro (D); parámetros que se pueden obtener en la consulta con el oftalmólogo. A partir de estos valores se construye la geometría presentada en la Figura 3 [A], en la cual k corresponde a la excentricidad entre el ERC y el radio interior (IRC), y se calcula empleando la ecuación (1). Por otra parte, el modelo propuesto, únicamente contempla la córnea, omitiendo otras aproximaciones que incluyen el limbo o el limbo y la esclera; por esta razón, la conexión entre la córnea y el limbo, se simuló como un apoyo de rodillo ubicado a 23° con respecto a la horizontal, como se observa en la Figura 3 [B].³

$$k = \frac{(CCT^2 - (1.1818CCT)^2 + 2ERC((1.1818CCT)) - CCT)}{2 * (\frac{D}{2} - CCT)} \quad (1)$$

Adaptación de la cirugía en la geometría

A partir de la geometría anteriormente descrita, se realizaron simulaciones para dos cirugías refractivas, que buscan modificar la topografía corneal y por tanto el poder refractivo de la córnea, realizando arcos en la misma (Queratotomías arqueadas). Las cirugías se definen a partir de 4 parámetros: el radio de incisión o distancia entre el ápice y el arco o Zona Óptica ($2r$), el ancho de la incisión (β), la profundidad de la incisión (φ) como un porcentaje del espesor de la córnea en el punto donde se realiza el corte (w) y el arco de la incisión o extensión del mismo (α).

La cirugía de los dos arcos ha sido ampliamente estudiada por diferentes autores,

ya que se emplea como método de corrección del astigmatismo. Ésta permite igualar el poder refractivo del eje vertical y del eje horizontal, aplanando el primero e incurvando el segundo. Lindstrom realizó estudios en pacientes², con el fin de desarrollar un nomograma para esta cirugía, buscando predecir los resultados, al realizar cirugías, combinando los siguientes parámetros: 3 y 3.5 mm de radio, 45°, 60° y 90° de arco, 90% de profundidad y 0.1 mm de ancho.¹² La cirugía de los tres arcos fue desarrollada por Amaya y Arciniegas¹³; ésta, trata de forma simultánea, la presbicia y la hipermetropía, ya que genera dos cambios de curvatura a lo largo del meridiano vertical de la Zona óptica (ZO); en la zona inferior incurva la córnea, lo cual permite corregir la presbicia y en la zona central, alrededor del ápice, incurva corrigiendo así la hipermetropía.¹³

Plataforma de Simulación

La simulación de las cirugías se realizó mediante una rutina que permite manipular el programa COMSOL Multiphysics (COMSOL Inc., 2013)¹⁰ a través de Matlab R2014b (The MathWorks, Inc.)¹⁴; ésta, no solo controla la geometría de la córnea y los parámetros de la cirugía, también, manipula la metodología que emplea COMSOL para solucionar los problemas mediante el método de elementos finitos. La conexión entre los dos programas se realiza por medio de COMSOL server, una aplicación que permite emplear un servidor virtual para enlazar los dos programas.

La información requerida para realizar las simulaciones es enviada a la rutina, por medio de la Graphical User Interface (GUI), presentada en la Figura 5; en esta, se ingresan las características geométricas de

la córnea (ERC, D y CCT) en milímetros, las características del enmallado tetraédrico, que COMSOL construirá para resolver el problema (tamaño máximo y mínimo de los elementos, tasa máxima de crecimiento de los mismos, resolución de la curvatura y de las zonas estrechas), los parámetros de las cirugías a simular, razón por la cual, para cada parámetro (r , α , β y φ), se piden el mayor y el menor valor a simular y el intervalo. Adicionalmente, desde la GUI, se pueden asignar las características mecánicas del material (módulo y ν) y las condiciones de frontera del problema (IOP y el ángulo correspondiente a la conexión entre la córnea y el limbo). Por último, se pueden controlar los intervalos de las gráficas, con resultados extraídos directamente desde COMSOL, y el archivo de datos, que contiene la información que permite determinar el efecto de la cirugía en la córnea. En la Figura 7 se presentan los enmallados típicos construidos por COMSOL para cada cirugía.

Una vez se ingresa la información, se da inicio a la rutina; ésta, se encarga de enviar los parámetros a COMSOL en el formato requerido. Para esto, el código desarrollado en cada línea, genera, desde Matlab, los nodos de la simulación en COMSOL y sus características; estos son: los parámetros del modelo, la geometría de la córnea con la cirugía respectiva, las características del material, las condiciones del estudio mecánico con el cual se resuelve el problema, las características de la malla, la metodología con la cual se resuelve el problema y finalmente el procesamiento de los resultados. En la Figura 6 se presentan los componentes de la simulación construidos en COMSOL a partir del código de Matlab.

Procedimiento de simulación de la cirugía

El desarrollo en sí mismo de las cirugías, es un proceso que consiste en múltiples simulaciones en COMSOL, razón por la cual la plataforma desde Matlab, facilita la manipulación del programa de elementos finitos y el envío de información entre los diferentes pasos de la simulación. El desarrollo de las cirugías, se realiza con base en la información que se tiene de la geometría corneal de cada individuo (geometría observada de la córnea); sin embargo, desarrollar la simulación de la cirugía sobre la malla creada por COMSOL con respecto a dicha geometría, sería erróneo, dado que ésta, a pesar de tener las características geométricas, no tiene las condiciones mecánicas de esfuerzos de la córnea humana.

Teniendo en cuenta esto, la rutina desarrollada en Matlab se divide en cuatro partes: (1) obtención de los parámetros de simulación, (2) cálculo de la malla esforzada a partir de la geometría observada, (3) simulación de la cirugía y (4) extracción de los resultados. Los pasos 2 y 3 son los directamente relacionados con la simulación de la cirugía; a continuación se detalla el procedimiento aplicado en cada uno de estos.

En el segundo paso, se obtiene la malla esforzada, a partir de un proceso iterativo, que consiste en construir, un enmallado inicial, a partir de la geometría observada, empleando las características ingresadas en la GUI: de la córnea, de la cirugía y del enmallado. Para esta malla inicial (enmallado1), se construye un estudio que consiste en aplicar la IOP, y de éste, se obtiene el desplazamiento generado en los nodos del enmallado. Empleando estos desplazamientos y las coordenadas iniciales del enmallado1, se construye un nuevo enmallado,

asociado a la geometría observada (emallado2); este procedimiento se resume en la ecuación $Enmallado_{i+1} = Enmallado_i - desplazamientos_i$ (2)

A éste nuevo enmallado se le aplica nuevamente la IOP, dado que el modelo constitutivo empleado es lineal elástico; es de esperar que los desplazamientos de las dos mallas sean equivalentes; de ser así, el enmallado 2, tiene las mismas características geométricas de la córnea y adicionalmente tiene las mismas condiciones iniciales en términos de esfuerzos y puede ser empleado para simular la cirugía. De lo contrario, el procedimiento se repite, empleando la ecuación anterior, hasta hallar la malla requerida.

El paso tres, consiste en realizar la simulación de la cirugía, empleando el enmallado final encontrado en el paso anterior. Para esto, previamente se ha extraído la malla de COMSOL desde Matlab; en esta ocasión, no se crea una geometría empleando los datos ingresados por el usuario en la GUI; esta se crea a partir de la información que contiene el enmallado. En términos generales, ésta simulación guarda las mismas características de las anteriormente realizadas; sin embargo, en el código se genera un estudio con dos pasos y dos materiales diferentes como se observa en la Figura 8.

En el primer paso, (Step1: Córnea, Figura 8 [B]), se aplica la IOP como condición de frontera; el material de la córnea y de las incisiones, tienen las propiedades mecánicas, que el usuario asigno en la GUI. Los resultados de éste paso de la simulación son guardados, (Solver1: Solución Córnea, Figura 8 [B]), y empleados como valores iniciales en el segundo paso; en éste, se realizan las incisiones arqueadas, mediante un proceso numérico de remoción

de tejido, para lo cual, en las características del material de las incisiones, se modifica el módulo a un valor cercano a cero. Con el fin de evitar problemas numéricos al operar la solución el valor asignado es $1e-10 \mu\text{Pa}$.

Análisis de los resultados

Antes de finalizar la simulación de cada cirugía se genera un archivo de datos a partir del cual se calcula la curvatura de la córnea postoperatoria. Éste archivo contiene las coordenadas en X , Y y Z del enmallado, antes de llevar a cabo la cirugía y el desplazamiento de los nodos en cada eje; sin embargo, estos datos, únicamente se extraen para la zona óptica en el eje vertical; línea roja ubicada en las geometrías de la Figura 9.

Con éste archivo se calculan las nuevas coordenadas de los puntos ubicados sobre la zona óptica y se calcula el radio final; esto se lleva a cabo ajustando una circunferencia a los datos y calculando el radio asociado, por medio de un algoritmo, basado en el método de ajuste de círculos de Pratt, el cual realiza un ajuste de mínimos cuadrados. Una vez se obtiene este valor se halla la curvatura final, en dioptrías, empleando la ecuación (3)¹⁵, en la cual n' es el índice de refracción de la córnea que equivale a 1.377, n es el índice de refracción del aire que es igual a 1 y R es el radio en milímetros.

$$k = (n' - n) / R \quad (3)$$

Aplicaciones

Cirugía de dos arcos

Como ya se mencionó, la queratotomía de dos arcos, ha sido ampliamente estudiada; Lindstrom², trabajó en el desarrollo de un

nomograma para esta cirugía; los resultados de éste se encuentran en la Tabla 2, los cuales corresponden al cambio promedio de curvatura hallado tras varias cirugías realizadas; sin embargo, la desviación estándar asociada a los resultados es elevada. Los datos reportados por Lindstrom únicamente corresponden a los resultados finales de la cirugía; sin embargo, en sus estudios, no se hizo un análisis que incluyera las características de la córnea preoperatoria, es decir geometría y edad del paciente, lo cual influye en las características mecánicas del tejido, modificando el módulo de elasticidad.¹¹

Teniendo en cuenta lo anterior, se empleó la plataforma de simulación, para realizar un estudio, en el cual se analizara el efecto de la geometría corneal, en el cambio de curvatura, tras realizada la cirugía. Para esto se simuló la cirugía con ZO de 6 mm, 60° de arco, 90% de profundidad y 0.1 mm de ancho empleando 3 diámetros corneales (10, 12 y 14 mm), 3 radios exteriores (7, 7.5 y 8 mm), espesor central de 0.55mm y una IOP equivalente a 15mmHg. Los resultados obtenidos se presentan en la Figura 10. Aquí se puede observar que, entre estos dos parámetros, el diámetro de la córnea, tiene mayor efecto en los resultados postoperatorios, generando una desviación estándar entre ± 2 y ± 2.8 dioptrías para los diferentes valores de ERC.

Adicionalmente, se realizó un estudio analizando el efecto del módulo de elasticidad en la curvatura postoperatoria; para esto, se empleó una misma geometría corneal, compuesta por ECR de 7.5 mm, un D de 12 mm y un CCT de 0.55 mm. En este caso se realizaron simulaciones para las combinaciones de cirugías mostradas en la Tabla 2 usando módulos de 1, 1.1 y 1.2 kPa; en todos los casos la IOP usada fue de 15 mmHg. En la Figura 11, se presentan los resultados: la figura [A]

corresponde a las cirugías con 3 mm de radio y la [B] a las cirugías con 3.5 mm de radio. Al igual que en el caso anterior, se encontró, que el módulo de elasticidad y por tanto la edad del paciente, afectan los resultados de la cirugía, siendo entonces necesario reevaluar el nomograma propuesto por Lindstrom y ampliar las variables analizadas en el mismo, incluyendo: la edad del paciente (asociada al módulo) y la geometría de la córnea.¹³

Cirugía de tres arcos

Amaya y Arciniegas¹³, propusieron una queratotomía, que consiste en la realización de 3 arcos, de igual amplitud, alrededor del ápice; en el estudio presentado, se mostraron los resultados de tres casos clínicos en los cuales se había realizado la cirugía empleando arcos de 60° y radios de 2 y 2.5 mm. En los tres casos, se encontró que, en la parte inferior de la córnea, donde no se había realizado la cirugía, se producía incurvamiento, al igual que en la zona central. El primer fenómeno, corrigiendo la presbicia (visión próxima) y el segundo la hipermetropía (visión media y lejana).

Teniendo en cuenta estos resultados, se adaptó la plataforma de simulación, para realizar la cirugía propuesta por los autores y profundizar en la misma. Se realizaron simulaciones para cirugías con 80% de profundidad, 0.2 mm de ancho, 2 y 3 mm de radio y arco de 60 a 100 grados, variando cada 10 grados. La geometría de la córnea empleada fue ECR de 7.5 mm, D de 12 mm y CCT de 0.55 mm, y el módulo de elasticidad fue 1 MPa, la relación de Poisson 0.499 y la IOP 15 mmHg. Los resultados obtenidos se encuentran en la 2; en ésta, se diferencia entre la zona 1 y la 2; la primera corresponde a 1 mm alrededor del ápice y la segunda a la zona ubicada entre la parte inferior,

sin incisión y el inicio de la zona 1.

Los resultados encontrados concuerdan con los hallazgos de Amaya y Arciniegas¹³, en cuanto al incurvamiento presentado en la parte inferior que permite tratar la presbicia; también se encontró, que al incrementar el arco, aumenta éste efecto; sin embargo, es más notorio, cuando el radio de la incisión es menor. En cuanto a los resultados asociados a la corrección de la hipermetropía, se encontró que el cambio de curvatura es prácticamente nulo; sin embargo, esto puede ser un efecto de haber simulado la incisión como un corte embebido en la córnea, como se observa en la Figura 4, lo cual se realizó con el fin de identificar el efecto de trasladar la incisión, lo cual se puede hacer actualmente mediante el uso de dispositivos láser.

Validación clínica

Las imágenes presentadas en la Figura 13 corresponden a casos clínicos desarrollados por Amaya y Arciniegas¹³, en la parte superior de las imágenes se presentan las topografías preoperatorias de dos pacientes y en la parte inferior la topografía postoperatoria. Como se puede observar estos resultados son congruentes con los resultados obtenidos mediante las simulaciones, donde la totalidad de la zona óptica se incurva con respecto a la topografía inicial de los pacientes.

Conclusiones

La plataforma de simulación, aquí introducida, es un medio que permite acelerar el desarrollo de la cirugía refractiva y su estudio; esta, permite estudiar de manera consecutiva diferentes configuraciones de cirugías, para

casos específicos, que pueden extrapolarse a pacientes puntuales. A partir de esto se puede concluir que esta metodología de simulación, no solo disminuye el tiempo en el cual se haría un estudio para una cirugía específica, realizando experimentos, para luego aplicarlos en pacientes, sino que, en el futuro, puede volverse una herramienta más del oftalmólogo, para planear la cirugía que se efectuará en su paciente, teniendo la garantía, que los resultados postoperatorios varíen mínimamente.

Además de ser esta plataforma una herramienta útil para el estudio de la oftalmología, debe aclararse que el desarrollo de la simulación es posible gracias a la interacción entre Matlab, programa encargado de ejecutar el programa y COMSOL Multiphysics, encargado del

desarrollo de la solución de los problemas, por medio del método de los elementos finitos. Pues de no emplearse la metodología de simulación aquí propuesta, no sería posible tener un modelo, que se asemeje a la córnea tanto en su geometría como en sus características mecánicas.

En cuanto a las cirugías aquí estudiadas, se puede ver que los conocimientos que se tienen hasta el momento de las mismas son limitados, pues los estudios médicos no abarcan un número suficiente de ensayos, ni están en la capacidad de estudiar todos los parámetros que inciden en los resultados de las cirugías de forma masiva. Siendo entonces la modelación numérica la mejor alternativa para profundizar en el estudio de la cirugía refractiva.

Figuras

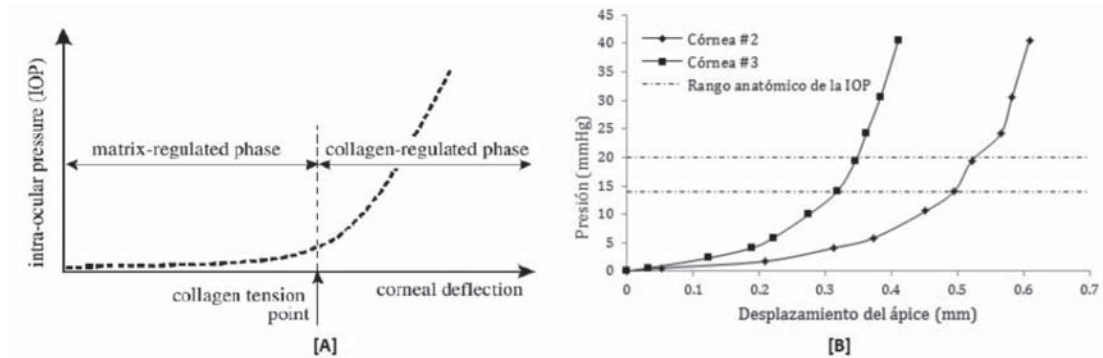


Figura 1. [A] Curva típica de un test de inflado (Anderson, El-Sheikh, & Newson, 2004) [B] Resultados del test de inflado hecho a dos córneas, adaptado de (Bryant & McDonnell, 1996)

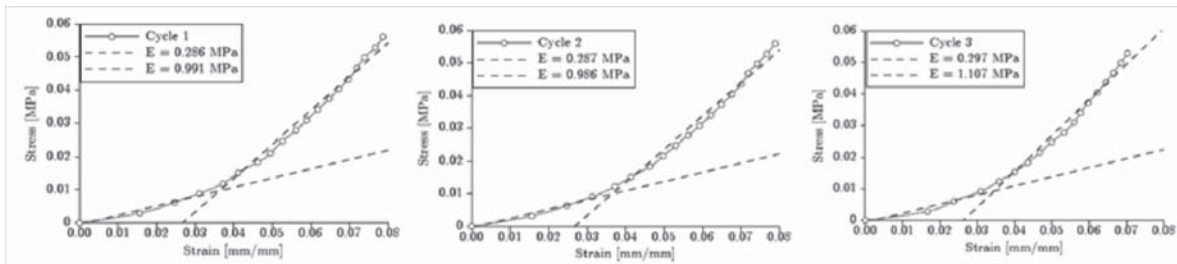


Figura 2. Ajuste de mínimos cuadrados realizado a los ensayos de Hoeltzel et al. (1992)

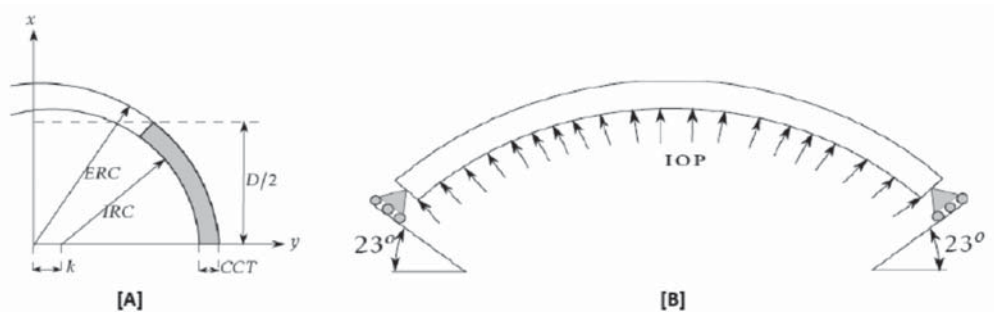


Figura 3. Geometría de la córnea [A] Construcción del cascarón esférico excéntrico [B] Condiciones de frontera del problema, IOP y conexión entre la córnea y el limbo. Adaptado de (Amaya & Arciniegas, 2005)

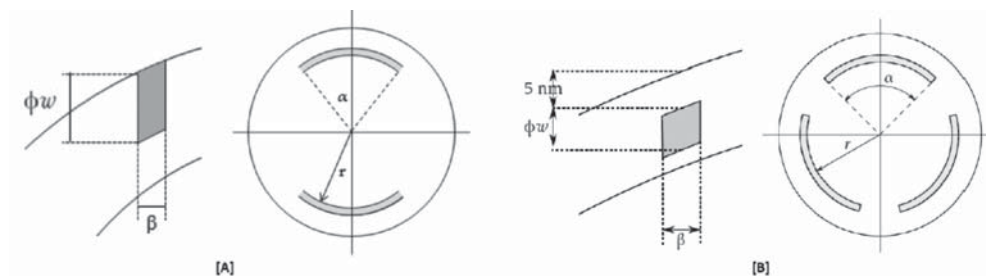


Figura 4. Definición de los parámetros de la cirugía [A] Cirugía de dos arcos [B] Cirugía de tres arcos

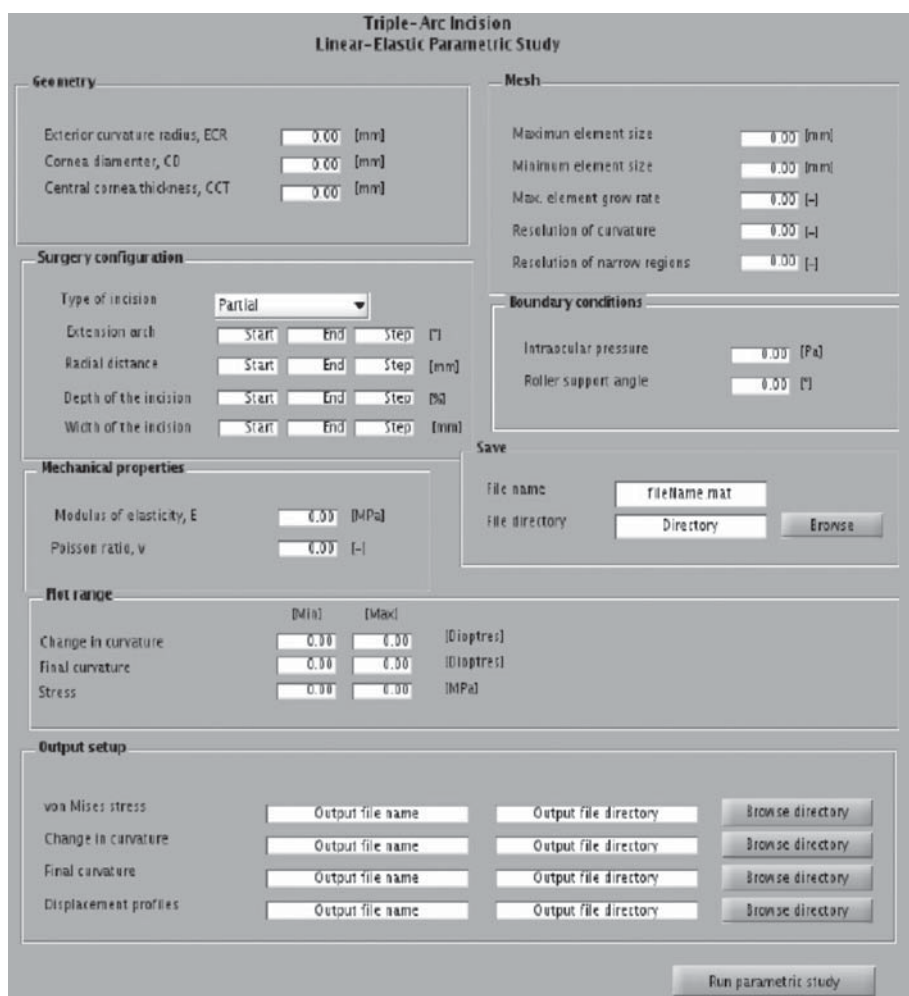


Figura 5. Graphical User Interface de la plataforma de simulación

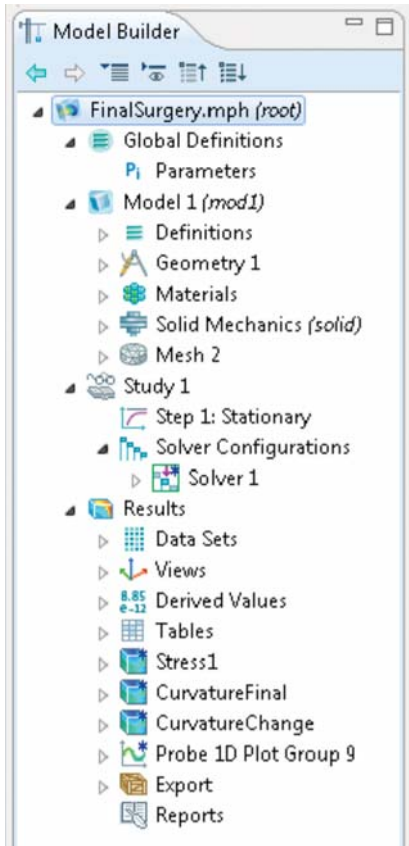


Figura 6. Nodos de la simulación en COMSOL construidos desde matlab

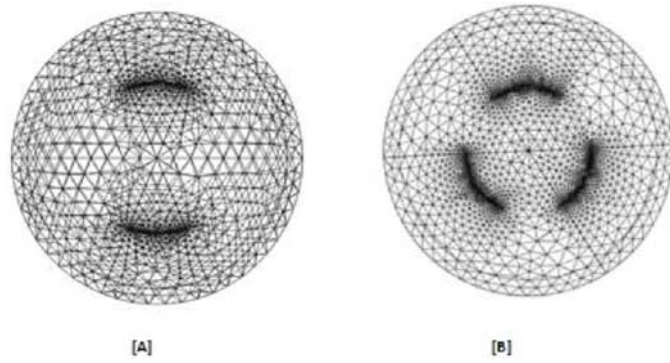


Figura 7. Malla típica construida por COMSOL [A] Cirugía de dos arcos [B] Cirugía de tres arcos

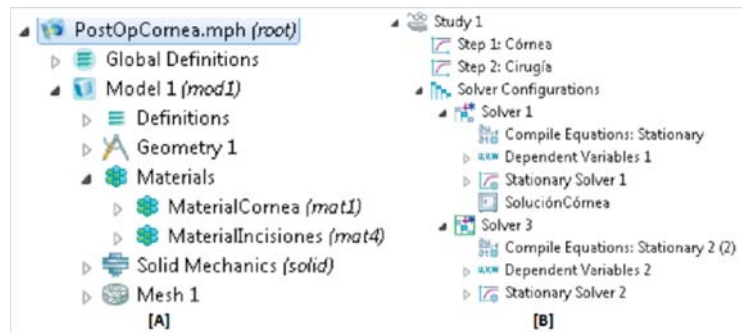


Figura 8. Nodos de la simulación de la cirugía. [A] Diferenciación entre las propiedades de la córnea y las incisiones. [B] Manipulación de los resultados de las etapas de simulación.

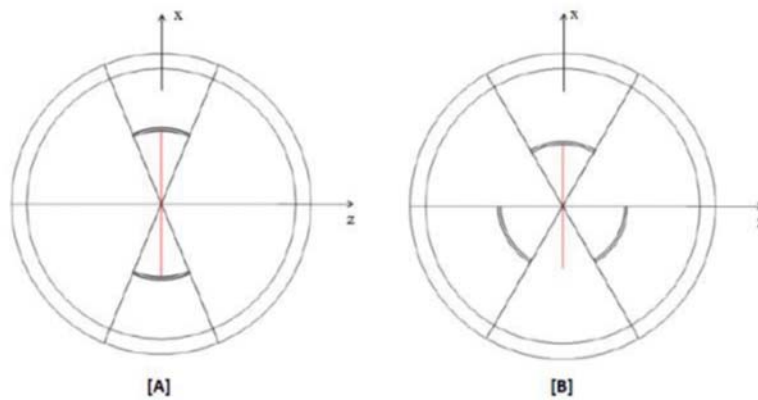


Figura 9. Zona óptica [A] Cirugía de dos arcos [B] Cirugía de tres arcos

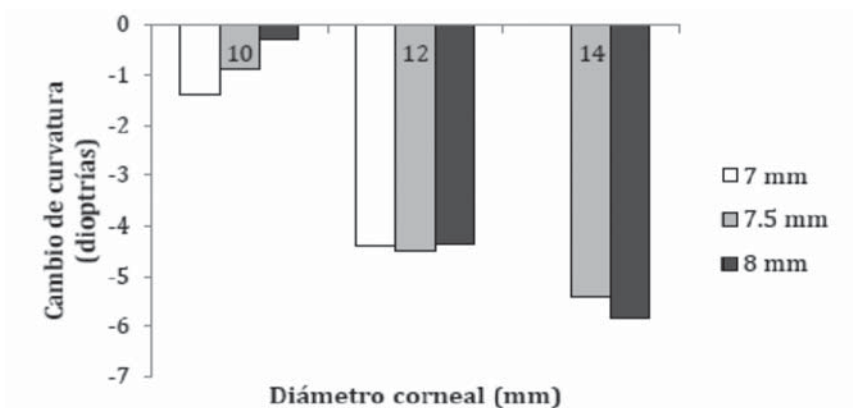


Figura 10. Análisis del efecto de la geometría corneal en el cambio de curvatura para una queratotomía con r de 3 mm, α de 60° , ϕ de 90% y β de 0.1 mm

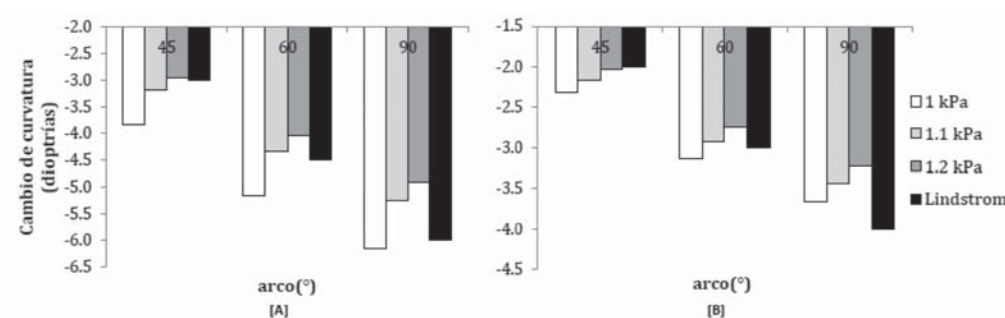


Figura 11. Resultados del estudio variando el módulo de elasticidad de la córnea [A] cirugías con 3 mm de radio [B] Cirugías con 3.5 mm de radio exterior

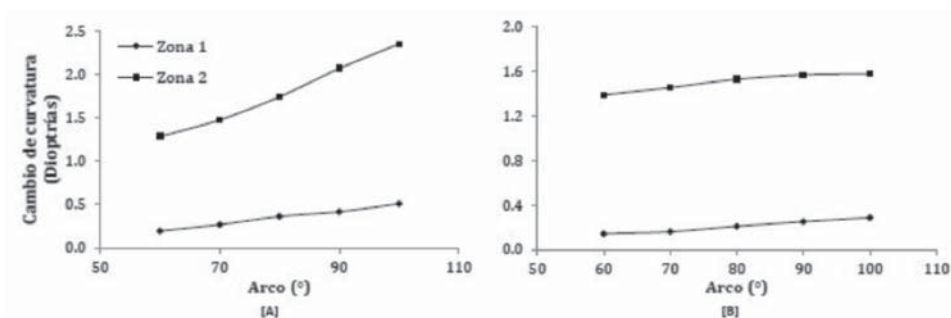


Figura 12. Resultados para las simulaciones de la cirugía de tres arcos [A] Incisiones con 2 mm de radio [B] Incisiones con 3 mm de radio.

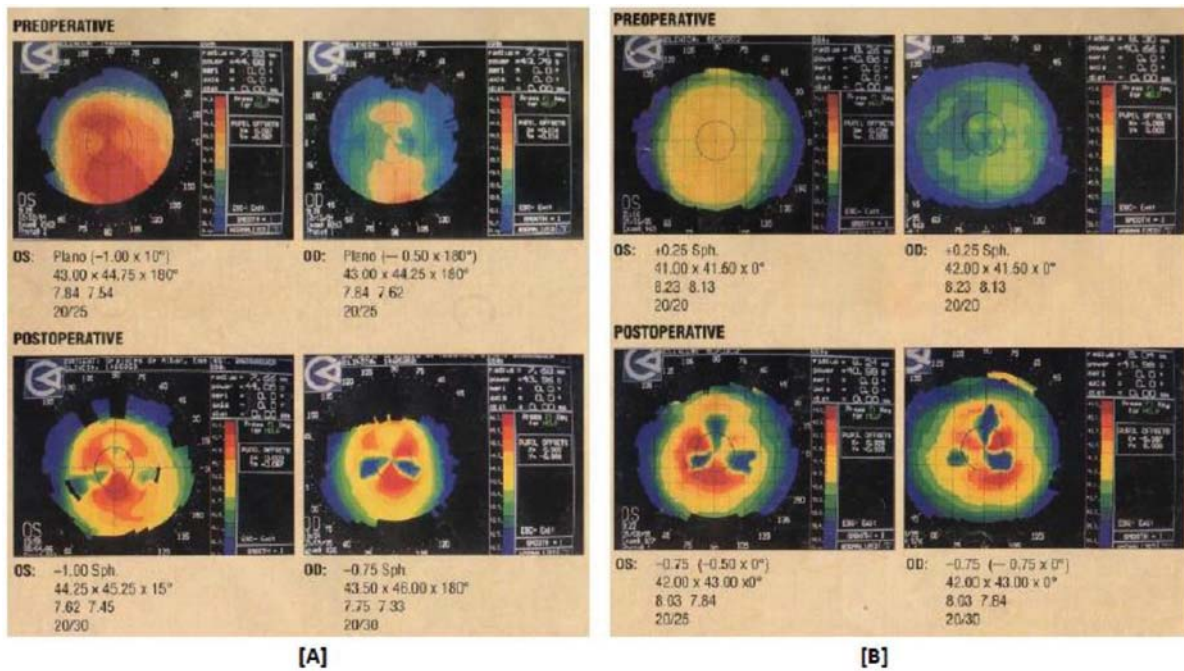


Figura 13. Casos clínicos desarrollados por (Amaya & Arciniegas, 1996)
 [A] Caso de un paciente de 42 años [B] Caso de un paciente de 45 años

Tablas

Fase	Módulo de elasticidad y R^2	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3
Regulada por la matriz	E_1 (MPa)	0.286	0.287	0.297
	R_1^2	0.964	0.972	0.935
Regulada por las fibras de E_2 (MPa) 0.991 0.986 1.107 colágeno R_2^2 0.988 0.986 0.984				

Tabla 1. Resultados del ajuste de mínimos cuadrados

Radio (mm)/arco (°)	45	60	90
3	-3	-4.5	-6
3.5	-2	-3	-4

Tabla 2. Resultados del nomograma de Lindstrom para cirugías con 90% de profundidad, cambio de curvatura en el eje vertical (Chu, Hardten, Lindquist, & Lindstrom, 2009)

Bibliografía

- 1 Vaughan, & Asbury's. Chapter 21, Optics & Refraction. En Vaughan, & Asbury's, General Ophthalmology, 18th Edition. McGraw -Hill Companies. 2011
- 2 Lindstrom RL. The surgical correction of astigmatism: a clinician's perspective. *Refract Corneal Surg* 1990;6:441-54.
- 3 Elsheikh A, Alhasso D, Rama P. Biomechanical properties of human and porcine corneas. *Exp Eye Res* 2008;86:783-90.
- 4 Ramírez F, Arciniegas A, Urbano JM. A clinical-oriented finite element model of the cornea for refractive-error treatment. Bogotá. 2014.
- 5 Alastrué V, Calvo B, Peña E, Doblare M. Biomechanical Modeling of Refractive Surgery. *J Biomech Eng* 2006;128: 150-160
- 6 Anderson K, El-Sheikh A, Newson T. Application of structural analysis to the mechanical behaviour of the cornea. *J R Soc Interface* 2004;1:3-15.
- 7 Pandolfi A, Fotia G, Manganiello F. Finite element simulations of laser refractive corneal surgery. *Engineering with computers* 2009; 25:15-24.
- 8 Bryant MR, McDonnell PJ. Constitutive laws for biomechanical modeling of refractive surgery. *J Biomech Eng* 1996;118:473-81.
- 9 Hoeltzel DA, Altman P, Buzard K, Choe K. Strip extensimetry for comparison of the mechanical response of bovine, rabbit, and human corneas. *J Biomech Eng* 1992;114:202-15.
- 10 COMSOL Inc. (3 de Mayo de 2013). COMSOL Multiphysics 4.3b. Los Angeles, California, Estados Unidos.
- 11 Amaya LE, Arciniegas A. Proyecto: Esfuerzos generados en la cirugía laminar refractiva. Bogotá. 2005
- 12 Chu YR., Hardten DR., Lindquist TD, Lindstrom RL. Chapter 42. Astigmatic Keratotomy. En W. Tasman, & E. A. Jaeger, *Duane's Ophthalmology*. Philadelphia: Lippincott. 2009
- 13 Amaya LE; Arciniegas A. New triple arc incision method corrects both hyperopia and presbyopia. *Surgical Maneuvers* 1996;23.
- 14 The MathWorks, Inc. (s.f.). Matlab R2014b. Natick, Massachusetts, Estados Unidos
- 15 Ramírez F, Arciniegas A, Urbano JM. A clinical-oriented finite element model of the cornea for refractive-error treatment. Bogotá. 2014