



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA  
SEDE QUITO  
CARRERA DE BIOMEDICINA**

**SIMULACION DEL QUERATOCONO CORNEAL BASADO EN ELEMENTOS  
FINITOS**

**Trabajo de titulación previo a la obtención del título de:  
INGENIERO BIOMEDICO**

**AUTOR: ARTEAGA MENDEZ ERICK STEVEN**

**TUTOR: MSc. VILLA ROSERO MICAELA NATALY**

**Quito - Ecuador**

**2024**

**CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE  
TITULACIÓN**

Yo, Erick Steven Arteaga Méndez con documento de identificación N° 1725500118 manifiesto que:

Soy el autor y responsable del presente trabajo; y, autorizo a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Quito, 21 de febrero del año 2024

Atentamente,



-----  
Erick Steven Arteaga Méndez  
1725500118

**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE  
TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Yo, Erick Steven Arteaga Méndez con documento de identificación No.1725500118, expreso mi voluntad y por medio del presente documento cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del Trabajo experimental: Simulación del queratocono corneal basado en elementos finitos, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero Biomédico, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribo este documento en el momento que hago la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 21 de febrero del año 2024

Atentamente,



-----  
Erick Steven Arteaga Méndez

1725500118

## **CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**

Yo, Micaela Nataly Villa Rosero con documento de identificación N° 0302002977, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: Simulación del queratocono corneal basado en elementos finitos, realizado por Erick Steven Arteaga Méndez con documento de identificación N° 1725500118, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Trabajo experimental que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 21 de febrero del año 2024

Atentamente,



MSc. Micaela Nataly Villa Rosero

0302002977

# Dedicatoria

A Dios porque todo lo que ha hecho por mí es simplemente maravilloso, a mi familia y a todas las personas que confiaron y no dudaron de mí, en que lograría cumplir este sueño que una vez se veía tan lejano y que hoy se convierte en realidad.

”No hay nadie que sepa lo suficiente como para decir qué es y qué no es posible”.

Henry Ford

# Agradecimientos

Agradeciendo a Dios por todo.

Agradeciendo especialmente a mis padres y hermano por su paciencia, apoyo y sacrificio, al creer en mí cuando simplemente pensé en renunciar.

Agradecerle de manera muy especial a mi tutora, Ing. Micaela Nataly Villa Rosero MSc, por su apoyo y consejos a lo largo de mi formación académica, por su asesoría, ya que fue el pilar para mí en el desarrollo de este proyecto y parte fundamental de este éxito, simplemente gracias por confiar en mí.

Erick Arteaga

---

# Resumen

El queratocono es una enfermedad degenerativa, de acuerdo con la etapa de la enfermedad el tratamiento de la enfermedad puede variar, existiendo casos de trasplante. Actualmente, para diferentes casos patológicos oculares, los trasplantes pueden ser desde un donante o de tipo sintético utilizando un tipo de polímero, siendo que en algunos casos este proceso no es del todo efectivo. Para esta enfermedad, el diagnóstico no ha sido claro hasta hoy en día, por lo que el uso de tecnología computacional ha facilitado su tratamiento y diagnóstico, dentro de esta tecnología computacional se encuentra el análisis mediante elementos finitos el cual permite estudiar un caso sin ser destructivo o invasivo. De acuerdo con esto en el trabajo presentado se analiza mediante elementos finitos la deformación de una córnea sintética en un proceso degenerativo de queratocono. La simulación parte desde un modelo tridimensional considerando la geometría estándar de la córnea propuesta en la literatura, posteriormente en el análisis de elementos finitos de tipo dinámico se considera el PMMA como material y un desplazamiento de 0.5 mm como condiciones de carga. Finalmente, el resultando mostrado en la deformación completa de la córnea se asocia con lo presentado en la literatura y justificando las diferencias y similitudes encontradas.

**Palabras clave:** Córnea, Elementos Finitos, Explicit Dynamics, polímero, PMMA, Queratocono.

---

# Abstract

Keratoconus is a degenerative disease, according to the stage of the disease the treatment of the disease can vary, and there are cases of transplantation. Currently, for different ocular pathological cases, transplants can be from a donor or synthetic type using a type of polymer, being that in some cases this process is not entirely effective. For this disease, the diagnosis has not been clear until today, so the use of computational technology has facilitated its treatment and diagnosis, within this computational technology is the finite element analysis which allows to study a case without being destructive or invasive. Accordingly, in the work presented, the deformation of a synthetic cornea in a degenerative process of keratoconus is analysed using finite elements. The simulation starts from a three-dimensional model considering the standard geometry of the cornea proposed in the literature, then in the dynamic finite element analysis PMMA is considered as material and a displacement of 0.5 mm as loading conditions. Finally, the result shown in the complete deformation of the cornea is associated with what is presented in the literature and justifying the differences and similarities found.

**Keywords:** Cornea, Finite Elements, Explicit Dynamics, polymer, PMMA, Keratoconus



# Contenido

<b>Agradecimientos</b>	<b>vii</b>
<b>Resumen</b>	<b>viii</b>
<b>1 Introducción</b>	<b>2</b>
1.1 Antecedentes . . . . .	3
1.2 Descripción del problema . . . . .	3
1.3 Importancia y alcances . . . . .	4
1.4 Objetivo General . . . . .	4
1.5 Objetivos Específicos . . . . .	4
<b>2 Marco teórico referencial</b>	<b>5</b>
2.1 Anatomía de la córnea . . . . .	5
2.1.1 Dimensiones . . . . .	5
2.1.2 Capas de la córnea . . . . .	5
2.2 Análisis corneal . . . . .	6
2.2.1 Topografía corneal . . . . .	6
2.2.2 Queratometría . . . . .	7
2.2.3 Biomicroscopía . . . . .	7
2.2.4 Estesimetría (sensibilidad corneal) . . . . .	7
2.3 Patologías Corneales . . . . .	7
2.3.1 Queratocono . . . . .	7
2.3.2 Edema corneal . . . . .	8
2.3.3 Queratitis . . . . .	8
2.3.4 Síndrome de ojo seco . . . . .	8
2.3.5 Neuropatía corneal . . . . .	9
2.4 Queratoprótesis en los trasplantes de córnea . . . . .	9
2.5 Polímero polimetilmetacrilato (PMMA) . . . . .	10
2.6 Análisis mediante elementos finitos . . . . .	11
2.7 Simulación del queratocono . . . . .	13
<b>3 Marco metodológico</b>	<b>19</b>
3.1 Metodología de la Investigación . . . . .	19
3.2 Metodología del proceso . . . . .	19
<b>4 Diseño y Simulación</b>	<b>21</b>
4.1 Generación de geometría . . . . .	21

4.2	Análisis FEM . . . . .	22
4.2.1	Importación de la geometría . . . . .	22
4.2.2	Asignación de material . . . . .	22
4.2.3	Generación de Mallado . . . . .	22
4.2.4	Aplicación de Desplazamiento . . . . .	23
4.2.5	Resultados simulación . . . . .	25
<b>5</b>	<b>Conclusiones y recomendaciones</b>	<b>26</b>
5.1	Conclusiones . . . . .	26
5.2	Recomendaciones . . . . .	26
	<b>Bibliografía</b>	<b>27</b>

# 1 Introducción

El queratocono es una enfermedad degenerativa que afecta principalmente a la estructura de la córnea, generando adelgazamiento y deformación progresiva de la capa transparente que recubre al ojo [1]. Actualmente, la enfermedad del queratocono no tiene una cura, por lo que el médico encargado deberá estabilizar la córnea para así evitar un procedimiento quirúrgico de trasplante, haciendo que el paciente que sufre de esta enfermedad deba acudir frecuentemente al médico [2]. En 2019, un estudio indica que entre los factores que provocan la enfermedad de queratocono pueden darse de manera hereditaria; por medio de evaluaciones a nivel de la córnea se encontró que los familiares en primer grado presentaban una incidencia en un 11 % frente a 0.05 % de la población en general y también se les atribuía a síndromes asociados como Marfan y Down. Por otro lado, se le atribuye un porcentaje del 0.5 % y 15 % a frotamiento ocular, reacciones alérgicas, traumas oculares, desórdenes del tejido conectivo y el uso de lentes de contacto. Sin embargo, es importante mencionar que existe un desconocimiento de la causa y el mecanismo patológico [3, 4]. En Ecuador en el periodo de los años 2011-2017, se realizó un estudio dividido en dos fases que permitió conocer la frecuencia de la presencia de queratocono en un 8.2 %, dentro de este porcentaje, un 63,6 % lo sufrían la población de entre 11 a 30 años, y un 57 % estaba presente en personas de sexo masculino. La mayoría de los pacientes tuvieron queratocono de grado 3 en donde su porcentaje fue del 49,6 %, en su segunda fase, se encontró en los familiogramas que el 43.75 % eran familiares de primer grado y el 100 % de los pacientes contaban con antecedentes de reacciones alérgicas, frotamiento, y familiares que padecían de esta enfermedad. A pesar de que existen datos estadísticos en Ecuador, los estudios sobre el queratocono son muy escasos y de estos la mayoría son enfocados en la prevalencia, diagnóstico y tratamiento [3].

Uno de los tratamientos ampliamente utilizados para esta enfermedad consiste en el trasplante de córnea [5] ya sea de un donante o con material sintético; sin embargo, existe literatura que menciona que no siempre son efectivos estos trasplantes con respecto a la enfermedad.

A nivel clínico, la gran variedad de técnicas disponibles de medición y métodos resultan invasivos para el paciente, por lo que el modelado a través de elementos finitos se presenta como una alternativa [6]. Dentro de la literatura revisada, los análisis de elementos finitos enfocados en queratocono consideran las propiedades biomecánicas de la córnea. Por lo que en este trabajo se analiza y desarrolla el modelado tridimensional (3D) de la córnea mediante elementos finitos, considerando las propiedades biomecáni-

cas del material polimetilmetacrilato (PMMA), el cual es utilizado para trasplante, los resultados de este análisis se compararán con la información disponible en la literatura.

### 1.1. Antecedentes

Recientemente, se han desarrollado investigaciones cuyo objetivo ha sido diferenciar, mediante análisis biomecánicos, ojos sanos de ojos con queratocono. Un análisis tri-dimensional mediante elementos finitos se puede configurar para estudiar las propiedades mecánicas como el adelgazamiento localizado, reducción del módulo elástico de la córnea y la reducción del módulo cortante perpendicular a la córnea. A pesar de estos estudios y otros de tipo experimental todavía no existe un método matemático adecuado que permita distinguir un ojo sano de uno con queratocono por lo que se ha trabajado con redes neuronales artificiales que permitan predecir la condición en función del esfuerzo de Von Misses [7]. Así mismo, la medida de las propiedades biomecánicas de la córnea pueden ayudar a diagnosticar las anomalías en este tejido de forma temprana [8].

El uso de elementos finitos ha sido utilizado también para determinar la distribución de la temperatura en el ojo, específicamente en la córnea y considerando que la geometría anormal de la córnea se debe a sus características biomecánicas que a su vez dependen de las propiedades inherentes del tejido corneal, estas pueden ser hipotetizadas como las de un material lineal elástico y viscoelástico [7, 9].

Se han realizado estudios mediante elementos finitos que tienen como objetivo simular la cirugía de inserción de anillos intraestromales en pacientes específicos, si bien los resultados son mecánicos estos finalmente se pasan a resultados ópticos. Con este tipo de simulaciones es posible ayudar a la parte clínica en la planificación de la cirugía o en la evaluación del proceso posquirúrgico [8].

Una queratoprótesis o córnea artificial, es una alternativa en el caso de que se requiera trasplante y existan antecedentes que hagan del entorno ocular demasiado hostil para un injerto de córnea (pacientes con múltiples fracasos del injerto, insuficiencia de células madre limbares, quemaduras químicas graves y enfermedades autoinmunes como el Síndrome de Stevens-Johnson) [10]. Dentro de los materiales utilizados como córneas artificiales, el PMMA ha generado interés, especialmente porque proporciona una óptica estable y mínimamente tóxica [11].

### 1.2. Descripción del problema

En la actualidad, las causas del queratocono todavía son desconocidas y a pesar de que existen avances en estudios médicos y tratamientos para el control de la enfermedad, el comportamiento mecánico del tejido todavía sigue siendo objeto de interés, ya

que permite representar la progresión de la enfermedad. Sin embargo, en la literatura existe ausencia de modelos matemáticos de la córnea, con diagnóstico de queratocono, considerando un material artificial para el análisis mediante elementos finitos.

## **1.3. Importancia y alcances**

El desarrollo de un modelo de elementos finitos que considere la geometría y las propiedades mecánicas de un material utilizado como córnea artificial, afectada por un proceso degenerativo de queratocono, permitirá simular y comprender la distribución de deformación en el tejido artificial. Los resultados obtenidos serán comparables con la información propuesta por la literatura, en su mayoría utilizando las propiedades del tejido real de la córnea, generando nueva información sobre el desarrollo de la enfermedad desde el punto de vista de ingeniería.

## **1.4. Objetivo General**

Simular mediante elementos finitos la deformación de la córnea debido a un proceso degenerativo de queratocono.

## **1.5. Objetivos Específicos**

- Identificar las propiedades geométricas y biomecánicas críticas de una córnea en proceso degenerativo de queratocono que pueden integrarse en un modelo de elementos finitos para simular la progresión de la enfermedad.
- Simular mediante un modelo matemático de elementos finitos la geometría y las propiedades biomecánicas de una córnea en un estado degenerativo de queratocono.
- Analizar los resultados de un modelo matemático de elementos finitos que simula la progresión de un proceso degenerativo de queratocono.

## 2 Marco teórico referencial

### 2.1. Anatomía de la córnea

La córnea es una estructura compuesta, que desempeña la función de proteger el ojo, constituye aproximadamente las tres cuartas partes de la capacidad óptica, que en su estado normal carece de vasos sanguíneos. La provisión de nutrientes y la eliminación de productos metabólicos ocurren principalmente mediante el humor acuoso en la parte posterior y las lágrimas en la parte frontal, estableciendo un gradiente de oxígeno que disminuye en dirección anteroposterior [12], la posición anatómica de la córnea dentro del globo ocular se observa en la Figura 2-1.

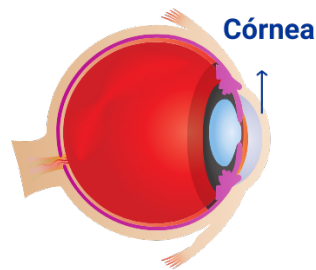


Figura 2-1: Cornea. Ref. [13].

#### 2.1.1. Dimensiones

La dimensión vertical promedio de la córnea es de 11.5 mm, mientras que la dimensión horizontal alcanza los 12 mm. Su espesor en la región central promedio es alrededor de 0.54 mm y se incrementa hacia la periferia. La variabilidad del grosor corneal central varía entre personas y desempeña un papel crucial como factor determinante en la medición convencional del nivel de presión intraocular [12].

#### 2.1.2. Capas de la córnea

La córnea está estructurada por las capas descritas a continuación [14].

1. Endotelio.- Es la capa más interna de la córnea esta compuesta principalmente de células endoteliales, y cumple la función bombear el exceso de líquido hacia el exterior y así mantener la transparencia y claridad óptica.

2. Membrana de Descemet.- Esta capa está ubicada entre el estroma y el endotelio, formada por un fino enrejado de fibrillas de colágeno, pero muy diferentes del colágeno de la capa del estroma, esta capa actúa como una barrera adicional y posee un potencial regenerador.
3. Estroma.- Esta capa ocupa el 90 % del grosor total de la córnea, esta se organiza en estratos de fibrillas de colágeno alineadas de manera regular, este colágeno es básico para la claridad óptica, esta capa no puede regenerarse cuando se daña.
4. Capa de Bowman.- Es una superficial acelular formada por fibras de colágeno ubicada debajo de la capa más superficial de la córnea que funciona como barrera de protección.
5. Epitelio.- Es la capa más fina y externa de la córnea, compuesta por células epiteliales que desempeñan un papel crucial en la protección de la superficie corneal y en la contribución a su habilidad para refractar la luz.

Las capas de la córnea se ilustran en la Figura 2-2

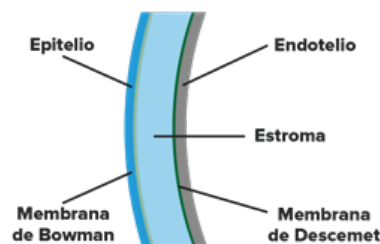


Figura 2-2: Capas de la córnea. Ref. [13].

## 2.2. Análisis corneal

Existen varias técnicas oftalmológicas para analizar la córnea, las cuales proporcionan información importante como estructura y salud de la córnea. Estas se detallan a continuación.

### 2.2.1. Topografía corneal

Es una herramienta computarizada de diagnóstico que crea un mapa en tres dimensiones (3D) de la superficie de la córnea, mediante esta técnica es posible detectar irregularidades, distrofias y así aplicar correcciones ópticas, permitiendo diagnosticar y dar seguimiento a enfermedades tales como el queratocono y astigmatismos [15].

### 2.2.2. Queratometría

Es una técnica utilizada para determinar radios de curvatura y meridianos principales, proyectando una luz sobre la cara anterior de la córnea, midiendo de forma cuantitativa una característica física del ojo mediante el análisis de la reflexión, abarcando el 6 % de la totalidad de la superficie de la córnea [16].

### 2.2.3. Biomicroscopía

Más conocida como lámpara de hendidura, esta técnica busca examinar la córnea detalladamente, permite observar las estructuras transparentes, con el fin de evaluar si existen lesiones o cicatrices [17].

### 2.2.4. Estesiometría (sensibilidad corneal)

Esta técnica evalúa la sensibilidad táctil y respuesta nerviosa, lo cual es importante para detectar neuropatías corneales[18].

## 2.3. Patologías Corneales

Las patologías corneales son condiciones médicas que afectan la integridad de la córnea, existen patologías que varían en su gravedad y síntomas, las más comunes se mencionan a continuación.

### 2.3.1. Queratocono

Es una enfermedad que consiste en deformidad bilateral y asimétrica de la córnea debido al adelgazamiento de la misma, esta enfermedad es progresiva. Las causas de esta enfermedad se desconocen, pero se propone factores como frotamiento ocular o genético. Presenta como síntomas la dificultad en visión lejana, picazón en los ojos, visión borrosa, deslumbramientos. El tratamiento depende en gran medida de la progresión y avance de la enfermedad, algunas opciones son gafas correctoras, lentes de contacto semirrígidas o esclerales y en algunos casos se puede requerir de trasplante de córnea [19]. En la Figura 2-3 se observa un paciente con diagnóstico de queratocono avanzado.

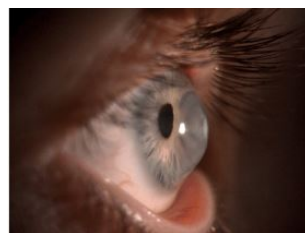
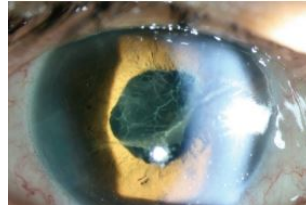


Figura 2-3: Queratocono. Ref. [20].



### 2.3.2. Edema corneal

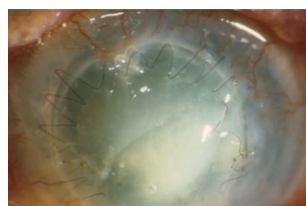
Se define como una inflamación del estroma debido a una hidratación excesiva, afectando la transmisión de la luz por encima del 90 % además afecta la transparencia y el rendimiento visual. Los pacientes que padecen de esta afección presentan una disminución en la agudeza visual [21]. En la Figura 2-4 se observa el caso de un paciente con edema corneal con inflamación severa.



**Figura 2-4:** Caso de edema corneal con inflamación severa. Ref. [22].

### 2.3.3. Queratitis

Es la inflamación de la córnea que puede ser por alguna causa infecciosa, debido a bacterias, parásitos u hongos y también por causa no infecciosa, por el uso de lentes de contacto por tiempo prolongado o por la presencia de un objeto extraño dentro del ojo. Presenta enrojecimiento, exceso de lágrimas, visión borrosa y sensación de presencia de un objeto en el ojo. Los posibles tratamientos dependen mucho de la causa que provoque la patología, en caso de ser infecciosa, se recomienda la aplicación de medicamentos y analgésicos y si no es infecciosa se recomienda lavar lentes de contacto solo con productos estériles.[19]. El caso para una queratitis infecciosa se observa en la Figura 2-5



**Figura 2-5:** Queratitis bacteriana en un injerto corneal fallido con sutura rota. Ref. [23].

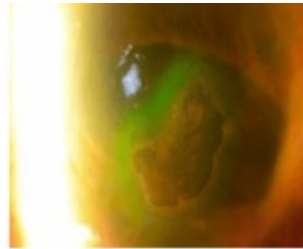
### 2.3.4. Síndrome de ojo seco

Se presenta cuando los ojos no producen la suficiente cantidad de lágrimas o estas no cumplen la función que permite que los ojos permanezcan húmedos, por lo que es necesario hacer un examen para medir la cantidad y viscosidad de las lágrimas. Los síntomas que se pueden presentar son sensación de ardor, resequedad, ojos rojos, y

visión borrosa. Los tratamientos posibles incluyen el uso de gotas para ojos, medicamentos recetados y cirugía [24].

### 2.3.5. Neuropatía corneal

Es una afección que aumenta de manera considerable la sensibilidad y el dolor del ojo, a nivel médicos no se conoce la razón de esta afección, pero es considerado el resultado de un daño nervioso de la córnea combinado con inflamación. Los síntomas que puede presentar son resequedad del ojo severa, dolor, ardor y sensación de objetos en el ojo. Los tratamientos posibles incluyen cirugía, con la finalidad de regenerar los nervios y reducir la inflamación, además se puede optar por el uso de gotas oftálmicas, bajas dosis de antiinflamatorios lentes de membrana amniótica y gafas de filtro azul [24]. En la Figura 2-6 se muestra una manifestación clínica de la queratopatía neurotrófica.



**Figura 2-6:** manifestación clínica de la queratopatía neurotrófica. Ref. [25].

## 2.4. Queratoprótesis en los trasplantes de córnea

Las queratoprótesis (córnea artificial) son fabricados con materiales médicos, ya que su finalidad es reemplazar la córnea cuando esta ya está dañada o simplemente ya no es funcional, las queratoprótesis busca brindar apoyo y ofrecer una esperanza de visión a personas que han perdido la vista o se ven afectados por enfermedades en fase terminal [26].

Los biomateriales por definición son biocompatibles, lo que quiere decir que el cuerpo los acepta sin ningún tipo de reacción adversa, estos tipos de biomateriales se pueden dividir en diferentes categorías como: polímeros, metales, cerámicas dependiendo el uso para el que esté destinado. Dicho esto actualmente, el material más utilizado en las queratoprótesis oculares es el Polimetilmetacrilato (PMMA), dadas sus características lo hacen un material idóneo para aplicaciones médicas y ópticas [27].

Los resultados visuales iniciales, después de un trasplante de córnea, pueden ser excelentes, pero con un seguimiento a largo plazo, la visión se deteriora gradualmente debido a complicaciones [28].

La literatura presenta casos en que los trasplantes de córnea no permiten recuperar su forma elipsoidal, son tratamientos que ayudan a que la enfermedad degenerativa no continúe avanzando o empeore conforme avanzan los años. Por lo que existen controversias y la eficiencia de los trasplantes para córneas queratocónicas, son pequeñas inserciones que tratan de replicar la forma del arco corneal, conocidos como implantes intracorneales, por lo que se demostró que no fortalecieron la córnea a su vez la aplanaron y no restauraron su forma [29, 30].

## 2.5. Polímero polimetilmetacrilato (PMMA)

El uso de polímeros en la industria médica ya sea para tratamientos quirúrgicos ha evolucionado a lo largo de los años. En la rama de la oftalmología el uso de polímeros, siliconas, hidrogeles ha sido un gran avance ayudando de esta manera a personas que padecen de enfermedades oculares.

El polimetilmetacrilato (PMMA) es un polímero de origen sintético, que se caracteriza por su alta biocompatibilidad con tejidos vivos, se lo clasifica como un material termoplástico y su versatilidad. Debido a su naturaleza química cuenta con propiedades antimicrobianas y resistencia mecánica, esto lo hace biocompatible para tejidos y organismos vivos, llegando a presentar muchas aplicaciones en el campo de la química, ingeniería y medicina.[31]

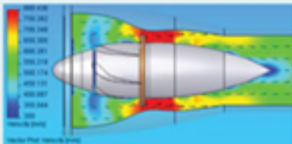
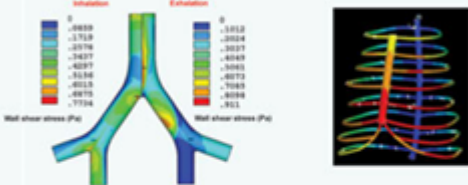
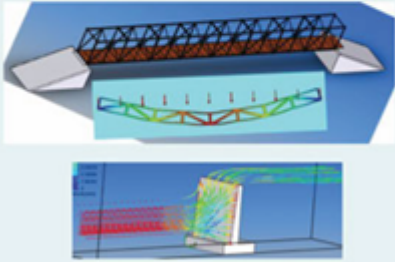
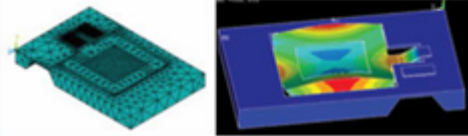
El PMMA está relacionado en el campo de la oftalmología, ya que se ha caracterizado por ser usado en implantes con finalidad óptica, en aplicaciones como lentes intraoculares o cirugías de queratoprostesis para tratar glaucomas severos de difícil tratamiento, prótesis denominados ojos de cristal y como estabilizadores. Los trasplantes de córnea son limitados, a pesar de no ser un tema reciente, ya que el número de donantes es muy bajo, considerando que cada 70 córneas que se necesita solo hay una a disposición. Esto ha derivado en el uso de córneas artificiales, generando avances para el campo oftalmológico. El PMMA es el material base para el desarrollo de córneas artificiales al ser completamente transparente, poroso y no degradable, lo que provoca que su implantación sea sencilla, ya que solo requiere de menos de una hora con una sutura de tres puntos de hilo reforzado [32].

Al ser un polímero que actualmente se utiliza para trasplantes de córnea, dentro de este estudio se considerará las propiedades del material aplicadas a la geometría de la estructura corneal con el fin de desarrollar el análisis de elementos finitos, comparando con resultados reportados en la literatura.

## 2.6. Análisis mediante elementos finitos


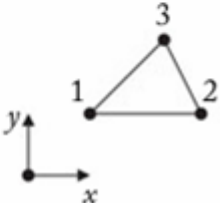
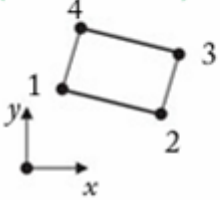
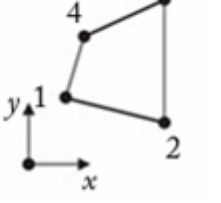
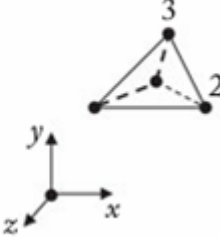
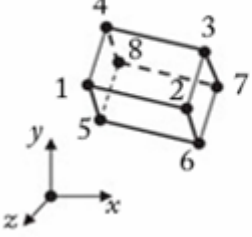
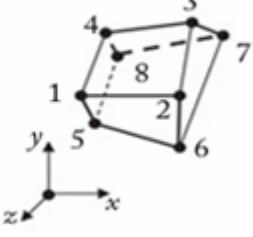
El método de elementos finitos es una técnica que proporciona soluciones de manera matemática que se rigen a un sistema o modelo con geometrías complejas mediante un proceso de discretización el cual puede ser tanto físico como matemático. El modelo que se desea analizar puede ya estar bien definido o sujeta a cambios continuos [33].

Existen varias disciplinas en ingeniería el cual se usa el método de elementos finitos para analizar diferentes modelos dependiendo el elemento que se desea analizar como se observa en la siguiente Figura 2-7.

Discipline	Example
Aerospace Engineering	
Biomedical Engineering	
Civil Engineering	
Mechanical/Electrical Engineering	

**Figura 2-7:** Ejemplos FEM en varias disciplinas de ingeniería. Ref. [34].

Para el análisis de elementos finitos no existe una forma única de modelar geometrías para problemas de ingeniería, para esto se aplican diferentes tipos de elementos, dependiendo de la dificultad del modelo y de las, capacidades y limitaciones de usuario para comprender el problema físico que esta planteando, como se muestra en la Figura 2-8.

TIPO	ELEMENTOS (NODOS)		
1D (Lineal)	 Elemento lineal		
2D (plano)	 Triangular	 Rectangular	 Cuadrilátero
3D (sólido)	 Tetraedro	 Hexaedro Regular	 Hexaedro Irregular

**Figura 2-8:** Tipos de elementos finitos usados en el modelado. Modificado de Ref. [34].

El tipo de elemento también conocido como mallado, en un objeto, son particiones en su interior en polígonos simples ya sea en uno, dos o tres dimensiones (1D, 2D, 3D) de modo que el modelo quede cubierto y no se superpongan dos elementos en una misma malla. El mallado en elementos finitos tiene como principal función soportar cálculos numéricos. Para el mallado en dos dimensiones se usan polígonos simples como triángulos o cuadriláteros, por otro lado, en el mallado en tres dimensiones se usan polígonos no simples como tetraedros y hexaedros. Existe también un tipo de mallado híbrido o mixto la cual se usa para geometrías muy complejas [33].

Existen diferentes programas que se utilizan para análisis mediante elementos finitos. Ansys es conocido por ser un software ampliamente utilizado en el mercado de análisis de elementos finitos, especialmente para aplicaciones mecánicas y multifísicas. Incluye herramientas de pre-procesamiento, procesamiento y pos-procesamiento. Abaqus es otra herramienta computacional altamente potente, cuenta con una interfaz gráfica que permite crear geometrías bidimensionales y tridimensionales para análisis de elementos finitos, el proceso de análisis dentro de la herramienta está dividido en tres etapas: creación de la geometría, aplicación de las propiedades del material, generación de la malla y evaluación del problema, que puede establecerse como un proceso similar que se realiza en Ansys u otros software de simulación. SolidWorks es otra herramienta que además de modelado también permite realizar análisis de elementos finitos incluyendo estudios de fatiga de metales, recipientes a presión, análisis térmicos entre otros e incluso problemas de tipo no lineal [35].

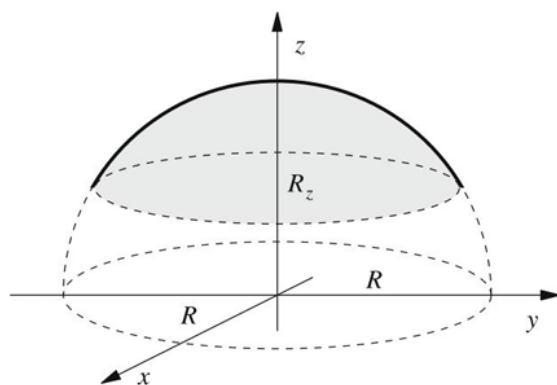
### 2.7. Simulación del queratocono

En un estudio realizado en 2023 indicado en la referencia [36], se desarrolló un modelo de elementos finitos (FEM) que describe las cinco capas corneales y sus comportamientos heterogéneos de la sustancia fundamental y por ende su estructura laminar, principalmente arquitectura de las fibras de colágeno del estroma anterior y posterior usando un modelo de Holzapfel-Gasser-Ogner, en donde se simuló la geometría de un ojo sano, se dividió su estroma en tres capas anterior, medio y posterior y se evaluó el efecto de cambio de parámetros mecánicos como el desplazamiento corneal y el esfuerzo principal máximo bajo presión intraocular, donde específicamente se analizó el efecto de suavizar el botón corneal inferocentral, los tejidos a base de colágeno, y las capas estromales, donde también se analizó el desorganizar las fibras estromales posteriores que estaban orientadas ortogonalmente, se presentaron los siguientes resultados, la deformación cónica y adelgazamiento corneal en donde el estroma medio posterior presento un ablandamiento gradual y las fibras de colágeno del estroma medio posterior se dispersaron. El ablandamiento de los botones aumento considerablemente y altero la tensión sobre la membrana de Bowman, mientras que con el ablandamiento del estroma medio posterior hubo un aumento de la tensión de las capas anteriores. El factor de frotarse los ojos afecta el estroma posterior profundo, mientras que las otras capas se vieron mínimamente afectadas.

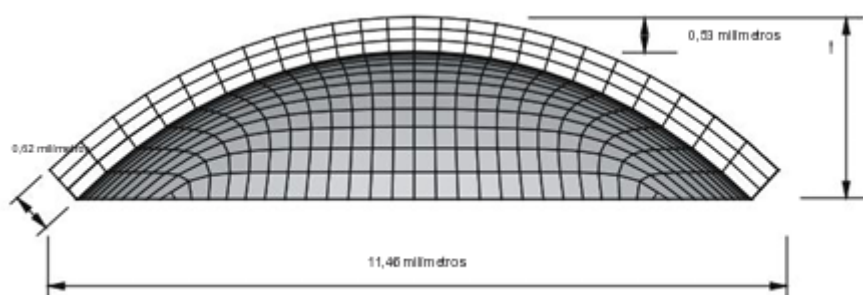
El Queratocono es una enfermedad degenerativa que afecta la estructura y propiedades mecánicas del ojo por lo que con la ayuda del método de elementos finitos nos da una herramienta con un sin fin de posibilidades incluido aplicaciones biomédicas que incluye el análisis de patologías oculares como el glaucoma, queratocono, edema corneal, úlcera corneal y otras enfermedades que afecte la integridad del ojo y principalmente el estilo de vida de una persona, como lo muestra en el artículo presentado por Rosales, M.(2021) [37] que presentó abordando el tema de las simulaciones computacionales basada también en elementos finitos, aplicado al Glaucoma, dentro de esta investigación se hace referencia a que las simulaciones son un avance tecnológico capaz de evaluar el comportamiento biomecánico de las diversas estructuras en este caso del ojo, poniéndolo bajo condiciones controladas, principalmente aumentando la presión intraocular en glaucoma de ángulo abierto, enfocándose en dos modelos de simulación, analizando el polo anterior del ojo y otro en el polo posterior, dividiendo el modelo continuo en una red o malla de partes interconectadas muy pequeñas para así realizar los cálculos respectivos, para la evaluación de cambios estructurales de la córnea, el cristalino, el cuerpo ciliar y del modelo en general.

En el artículo presentado por Pandolfi, A. & Manganiello, F. (2006) [38] un análisis constitutivo y numérico de la córnea, tomando las capas de la superficie de la córnea como un material anisotrópico, el análisis constructivo de fibra-matriz de la córnea en condiciones normales, pero con la presencia de Queratocono, someténdola a valores crecientes de presión intraocular, con la finalidad de simular la cirugía refractiva laser,

se simuló un modelado de córnea hiperelástico, ortotrópico y de deformación finita tomando en cuenta la microestructura del colágeno que posee la córnea enfocado en elementos finitos para discretizar el modelo, se detalla la geometría utilizada para el análisis fue de tipo elipsoidal alargada como se muestra en la Figura 2-9, y las dimensiones de la córnea se muestran en la Figura 2-10.



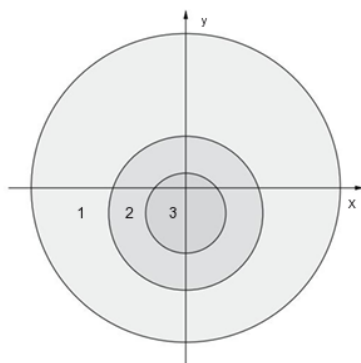
**Figura 2-9:** Geometría elipsoidal Alargada. Ref. [38].



**Figura 2-10:** Medidas para el modelo de córnea. Ref. [38].

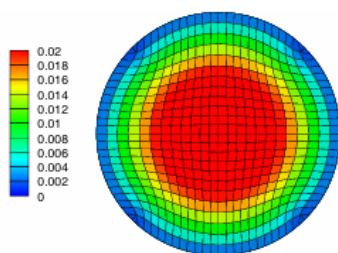
De acuerdo con Pandolfi, A. & Manganiello, F. (2006) [38], se puede identificar 3 zonas de deformación del queratocono, donde la primera zona no sufre ninguna deformación al momento de aplicar algún tipo de carga o presión, la segunda zona sufre una ligera deformación y la tercera zona es la que sufre toda la deformación a las cargas que se le aplique esta zona es la superficie de la córnea como se muestra en la Figura 2-11.

La simulación desarrollada en este trabajo consta de los que son 2.500 nodos y 1.728 elementos, pero estos resultados solo consta de la tercera zona de deformación que es la superficie de la córnea. Otro artículo presentado por los mismos autores, pero haciendo énfasis en la cirugía refractiva, usando la misma geometría de la Figura 2-10 abordando la creación de un modelo computacional avanzado que representa de manera detallada bajo grandes deformaciones. Este modelo incluye una formulación especializada para describir la microestructura del estroma y cuenta con un diseño geométrico ajustable.



**Figura 2-11:** Zonas de deformación de la córnea. Ref. [38].

La mejora específica del modelo se enfoca en su aplicación para simular, de manera numérica, los efectos ópticos y mecánicos resultantes de la cirugía refractiva corneal mediante láser, con el fin de reducir el grosor de la córnea y modificar su curvatura y corregir errores esféricos que desencadene en patologías como la Miopía [39], como se muestra en la Figura 2-12.



**Figura 2-12:** Geometría con error esférico (Miopía). Ref. [39].

Cobo, M (2022) [36] realiza el estudio bajo el método de elementos finitos con la finalidad de estudiar la estructura de la cabeza del nervio óptico utilizando Ansys y para el modelado de la geometría se usa Solidworks, se analiza la distribución de la deformación y esfuerzo basado en una metodología de diseño de experimentos en minitab para examinar los resultados buscando relaciones sistemáticas entre geometrías oculares. Con la finalidad de facilitar la exploración de enfoques para el diagnóstico temprano de la enfermedad.

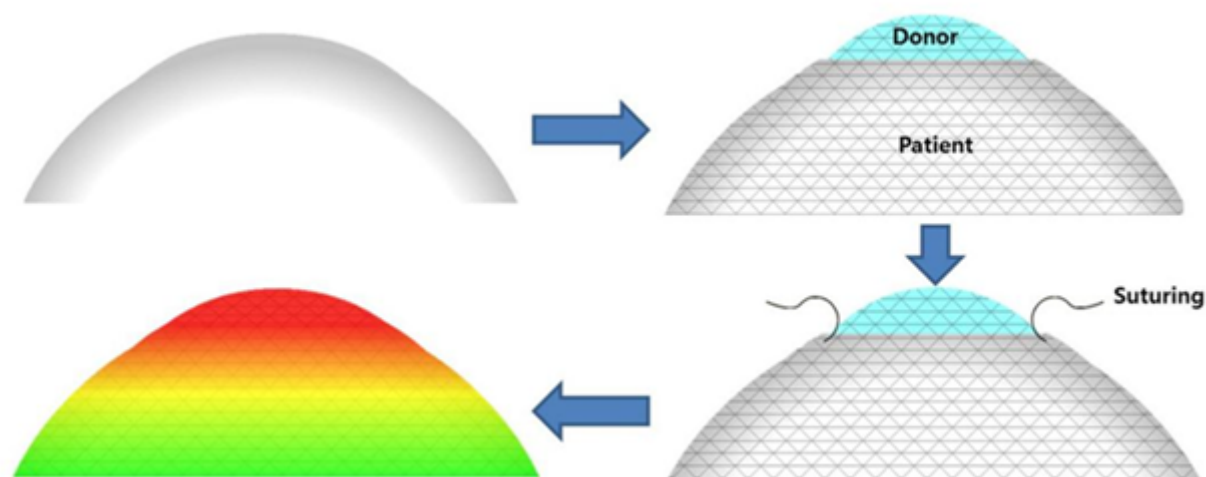
En el estudio realizado por Bharathi, RB. & Poojary, R. & Prabhu, G. & Ve, R (2022) [40] se presentó el método de elementos finitos para la evaluación de la fuerza de aplanamiento del ojo durante la tonometría sometándolo a presión intraocular, usando las dimensiones reales del ojo, con el objetivo de determinar la fuerza de aplanamiento, incluyendo además un análisis de la deformación y esfuerzo en diferentes áreas de ojo durante la tonometría. El modelo se analiza con 58.999 nodos y 11.613 elementos. En el estudio realizado por Velten, K. & Gunther, M. & Oberacher-Velten, I. & Lorenz, B. (2006) presentó un trabajo similar con tonometría generando un modelado de ele-



mentos finitos descrito por el módulo de Young, para describir la suposición de una presión uniforme en la zona de contacto, por lo que demostró que los valores realistas del módulo de Young de la córnea sea mucho menor que de 0.2 MPa, por lo que los errores de medición aumentan conforme el de Young aumenta [41]. La tonometría al ser un examen para medir la presión intraocular no siempre son exactas, ya que depende mucho del grosor y curvatura de la córnea, por lo que la simulación demostró cuantitativamente que los valores con cada individuo varía y que las personas más propensas a dar un gran margen de error en el examen son las que cuentan con un grosor y curvatura de córnea mayor, por ende los valores de presión intraocular no son exactos, pero va de 11 a 21 mmHg [42].

Borda, G (2010) [43] abordó principalmente en aspectos de la tonometría, considerando fundamentos de propagación acústica y elasticidad, es decir la relación entre fluido y estructura, desarrollando un modelado de elementos finitos donde se determinan las frecuencias de vibración y ondas acústicas propias que posee la córnea.

En el artículo presentado por Won Baek, J. & Jin Park, S. (2019) [44] tuvo como objetivo mejorar la precisión de la queratoplastia y así obtener una optimización quirúrgica utilizando el método de elementos finitos, donde a partir de eso se estudia lo que son factores de tensión de sutura y la profundidad de la sutura, donde esto puede afectar directamente a la curvatura de la córnea, también con el punto donde contacto entre el hilo de la saturación y la córnea, como se muestra en la siguiente Figura 2-13. El modelado desarrollado de la córnea contó con 23.670 nodos.



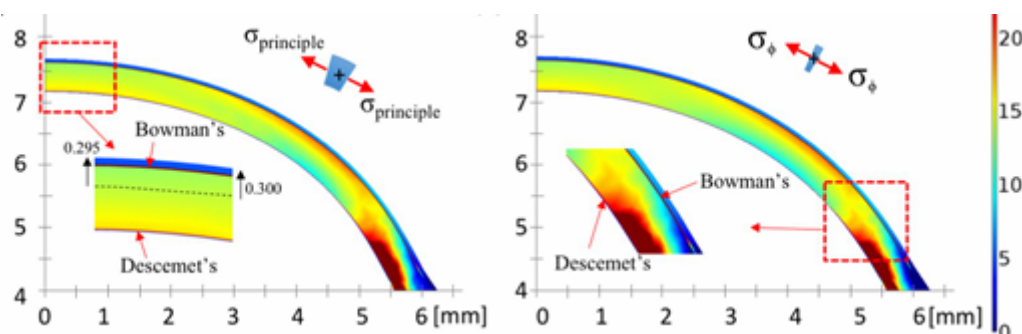
**Figura 2-13:** Proceso general de la queratoplastia. Ref. [44].

En el estudio realizado por Nuñez, O. & Muñoz, C. & Batista, J. (2018) [45] se menciona la importancia de la modelización numérica y simulación de la córnea humana es un tema con una amplia gama de soluciones a muchos problemas, demostrando así que la córnea es afectada por todo tipo de enfermedades, el módulo dándonos a

comprender el efecto de lesiones y agresiones externas, dándonos a entender que tanto el método de elementos finitos y su respectiva simulación son factores fundamentales para crear un modelo que represente correctamente el comportamiento de la córnea, ya que se debe seleccionar la geometría correcta, crear una malla adecuada, por lo que el estudio desarrolló un modelo de córnea con un mallado de tres capas y once elementos de meridiano, desde el ápice hasta el limbo, este artículo se destaca al basarse en la elasticidad hiperelástica de tipo Mooney Rivlin esto describe que el material asume una hiperelasticidad lo que nos quiere decir que es su deformación es altamente no lineal, lo que se busca con esto es que tenga una respuesta mecánica realista, al someterla a cargas extremas o al ser afectada por factores quirúrgicos u externos. En donde no solo se puede usar softwares especializados para la investigación y desarrollo del método de elementos finitos, sino también se realizan pruebas de laboratorio utilizando córneas de animales para sus respectivas investigaciones [46].

El avance de la tecnología y de la modelización biomecánica ha permitido desarrollar geometrías más realistas y precisas que capturen las propiedades mecánicas de la córnea a la perfección, por lo que considerar a la córnea como un material hiper-elástico es posible, ya que la córnea al tener propiedades de recuperar su forma después de una deformación, pero al ser sometido a cargas y fuerzas se le atribuye una propiedad hiper-elástica no lineal, que dice que no puede recuperar su forma, el cual da origen a patologías corneales, la simulación de la córnea se la realiza en una córnea sana y en estado de relajación, lo que garantiza la correcta representación del modelo en diferentes entornos.[47].

En la modelización biomecánica de la córnea conocer su estructura es un papel importante, la simulación de la capa de Bowman en un modelado corneal puede ser una opción de comprender mejor la funcionalidad de la córnea, ya que esta membrana distribuye las cargas sometidas por estrés y previene las fallas estructurales, por lo que comprender y replicar la funcionalidad de esta capa puede mejorar la comprensión de la mecánica corneal [48], como se muestra en la Figura 2-14.



**Figura 2-14:** Distribución de cargas por la capa de Bowman. Ref. [48].

pero también el modelar exactamente la estructura corneal puede significar el aumento del costo del modelado y en algunos casos afectar el análisis, por la literatura opta por

modelar una estructura homogénea, ya que a nivel microscópico el estroma ocupa el 90 % del espesor de la córnea se opta por modelarlo sin la capa de Bowman [46].

Elsheikh, A. & Wang, D. (2011) [49] este estudio presentado explora la modelización numérica del comportamiento biomecánico de la córnea, centrándose en la creación de un modelo de elementos finitos que capture con precisión dicho comportamiento. Se optimiza el modelo al tener en cuenta aspectos clave, como la discretización, la densidad de la malla y las propiedades del material, con el objetivo de mejorar su eficiencia. La validación del modelo se realiza mediante pruebas de laboratorio que implican la inflación corneal. Asimismo, se destaca la utilidad del modelo al abordar investigaciones relacionadas con la tonometría.

En el artículo presentado por Gefen, A. & Shalmon, R. & Elad, D. & Mandel, Y. (2009) [50] analizaron específicamente el queratocono, deformaciones del tejido a diferentes niveles de presión intraocular donde se descubrieron factores que distorsionan la forma corneal queratocónica siendo la más predominante el adelgazamiento además se descubrió que los niveles de presión intraocular tienen un impacto significativo en el desarrollo del queratocono. Estos hallazgos contribuyen a la comprensión de la enfermedad y sus mecanismos subyacentes.

# 3 Marco metodológico

## 3.1. Metodología de la Investigación

El enfoque utilizado para la investigación desarrollada es de tipo cuantitativo con un alcance exploratorio y descriptivo, ya que desde la literatura se obtendrá datos numéricos del material y geometría que se utilizarán en el proceso de simulación.

El alcance del trabajo es de tipo descriptivo, ya que posterior a la simulación, se analizarán los resultados en función al proceso degenerativo de la patología.

## 3.2. Metodología del proceso

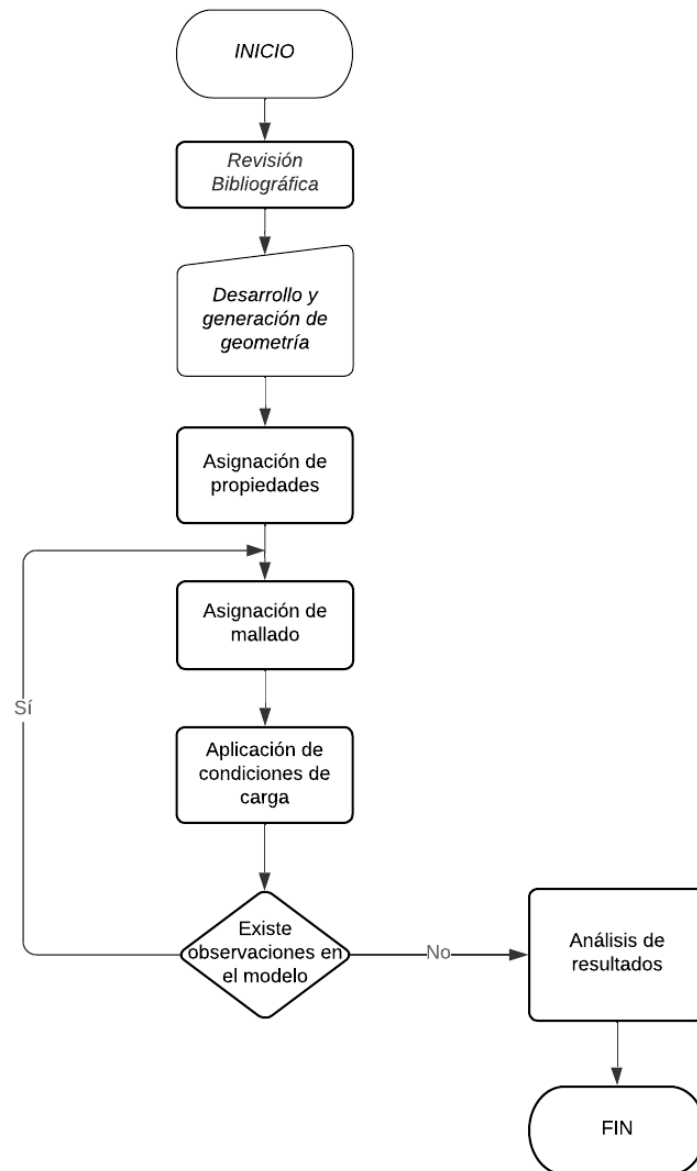
El proceso de investigación se estructura en las siguientes etapas:

**Revisión teórica:** En el capítulo 2 se describe la enfermedad, causas, Así mismo se indica conceptos de elementos finitos y aplicaciones para casos de patologías relacionadas con la córnea. En este capítulo se identifica el material y los datos de geometría que se utilizarán en el diseño y simulación.

**Diseño y simulación:** En el capítulo 4 se indica la geometría generada, además de las condiciones de carga y el tipo de mallado utilizado para la simulación, dentro del capítulo se indica los resultados de la simulación y su relación con la información disponible en la literatura.

**Conclusiones y recomendaciones:** En el capítulo 5 se hace un análisis del proceso de diseño y simulación realizados, indicando además posibles trabajos futuros relacionados con el tema.

Se ha elaborado un diagrama de flujo que representa las distintas actividades que fueron llevadas a cabo, como se muestra en la Figura **3-1**.



**Figura 3-1:** Diagrama de flujo de las actividades realizadas

## 4 Diseño y Simulación

Dentro de este capítulo se describe la generación de la geometría y las condiciones para la simulación.

### 4.1. Generación de geometría

Para la generación de la geometría 3D se usó la herramienta SolidWorks y los parámetros dimensionales en función a lo revisado en la literatura en el capítulo 2. En la Tabla 4-1 se indican las dimensiones con las que se generaron el modelo, estas corresponden a la geometría estándar de la córnea.

Descripción	Medida
Diámetro Horizontal	11,46 mm
Espesor de la Córnea	0,62 mm
Diámetro Vertical	2,4 mm
Ángulo de la córnea	45 grados

Tabla 4-1: Medidas de la córnea. Ref. [44, 51]

El modelo generado en SolidWorks corresponde a lo mostrado en la Figura 4-1. La forma que toma todo el modelo es elipsoidal alargada que se adapta de mejor manera a la forma cónica que posee la córnea humana.

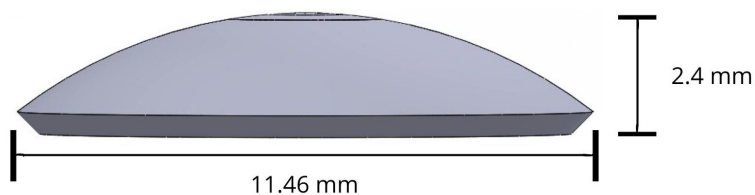


Figura 4-1: Plano Lateral de la geometría

Donde la pendiente de la sección transversal es de 45 grados, el diámetro vertical es de 2.4 mm y su diámetro horizontal es de 11,46 mm respectivamente.

La geometría también cuenta un espesor central y lateral, donde el espesor central es de 0.53 mm y el espesor lateral cuenta con una medida de 0.62 mm, como se muestra en la Figura 4-2.

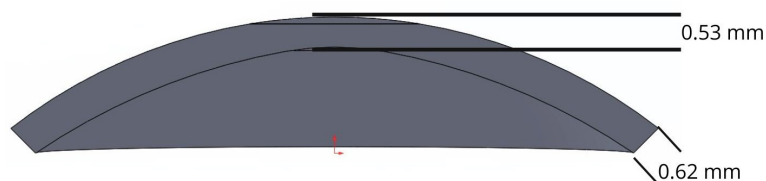


Figura 4-2: Plano lateral seccionado

## 4.2. Análisis FEM

### 4.2.1. Importación de la geometría

El análisis FEM se realiza mediante Ansys, importando la geometría generada en Solidworks, en formato .STEP. En la Figura 4-3 se muestra el modelo importado.

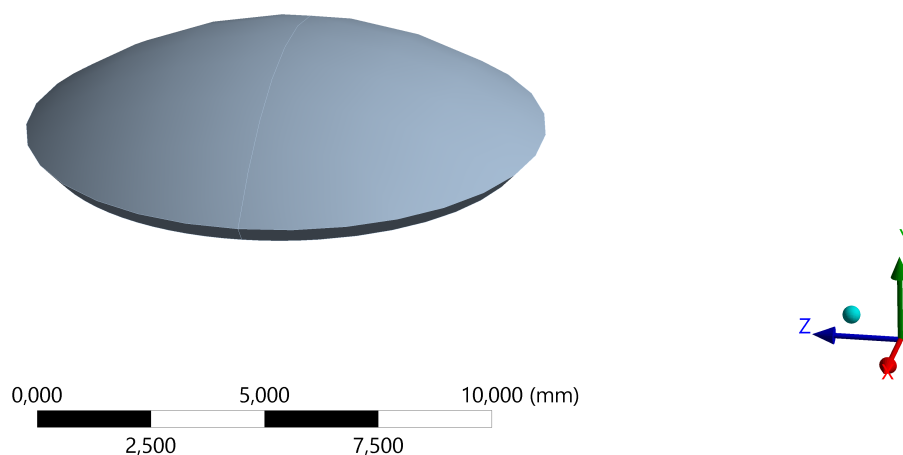


Figura 4-3: Importación de la geometría al software Ansys

El módulo utilizado en Ansys es Explicit Dynamics (ver Figura 4-4), dada la naturaleza del problema; esta herramienta permite simular eventos dinámicos, en este caso la deformación por una patología en el tejido ocular.

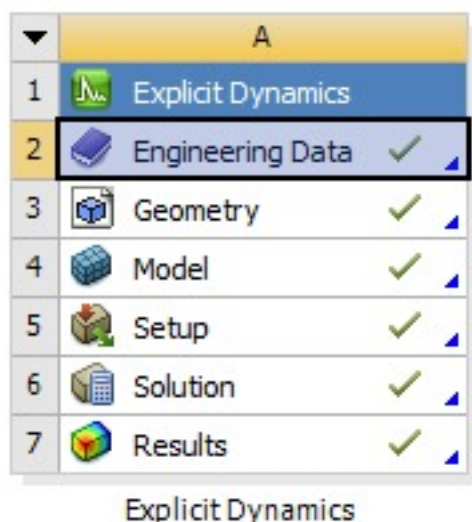
### 4.2.2. Asignación de material

El material utilizado es el Polimetilmetacrilato (PMMA), las propiedades del mismo se muestran en la Tabla 4-2:

El material fue importado desde el módulo de Granta disponible en Ansys.

### 4.2.3. Generación de Mallado

Para el modelo generado se ha utilizado un *tamaño de elemento* de 0,2 mm, de tipo hexaédrico, La cantidad de nodos y elementos generados en la malla en la geometría



**Figura 4-4:** Herramienta Explicit Dynamics

Propiedad	Medida
Color	Sin color
Densidad	1.18 (g/cm <sup>3</sup> )
Punto de fusión	220 - 240 °C
Temperatura de transición vítrea	110 -120
Expansión térmica lineal	6.39 (x10 <sup>-5</sup> mm/mm.k)
Coefficiente de expansión térmica 20°C	1.8 (x10 <sup>-4</sup> K <sup>-1</sup> )
Coefficiente de expansión térmica 40°C	2.2 (x10 <sup>-4</sup> K <sup>-1</sup> )
Contracción del molde	0.3 - 0.6 %
Absorción de agua	0.3 %
Indice de oxígeno	19, 17.9 %
Conductividad térmica a 20°C	0.12 - 0.17 (k(W/mK)
Resistencia a la tracción	72 (MPa)
Modulo de tracción	3.10 (GPa)
Elongación de rotura	5 %

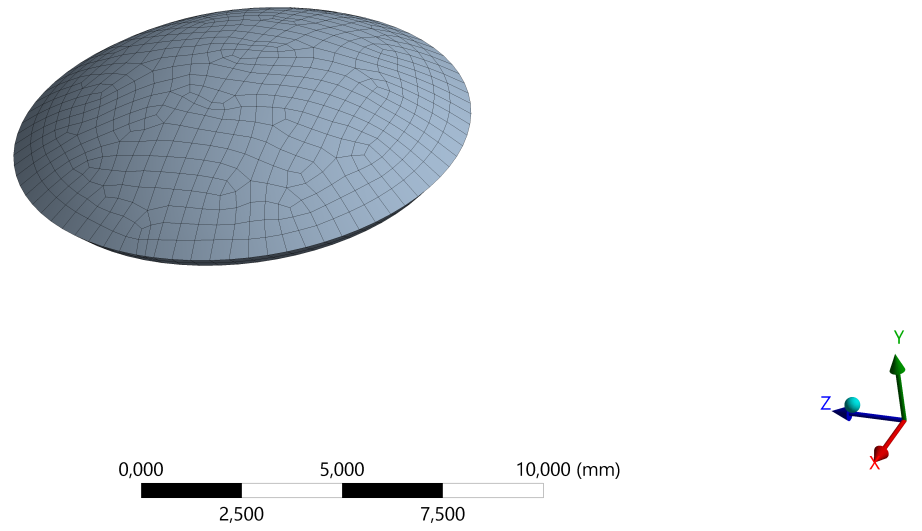
**Tabla 4-2:** Propiedades mecánicas del Polimetilmetacrilato.  
Ref. [52]

corneal desarrollada son de 2.165 y 2.956 respectivamente, esto concuerda con la literatura investigada [38, 44]. En la Figura 4-5 se observa la geometría mallada.

#### 4.2.4. Aplicación de Desplazamiento

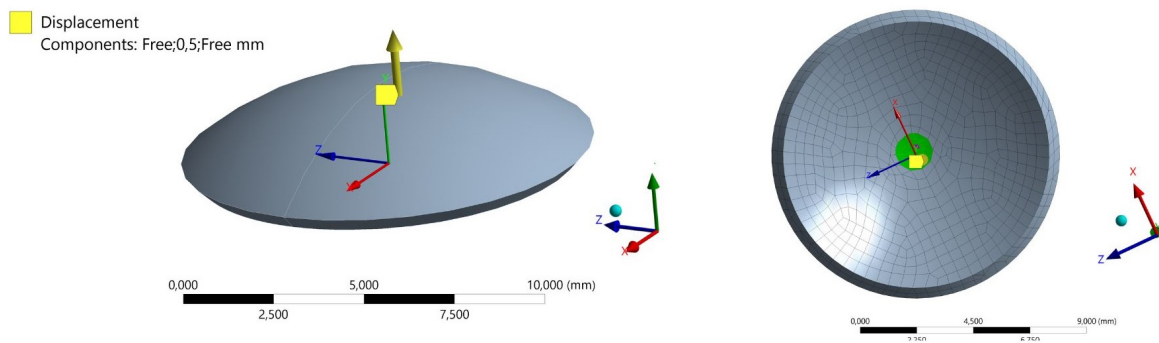
La aplicación del desplazamiento permitirá definir el comportamiento del PMMA y la estructura corneal como tal, se ha colocado un valor de desplazamiento 0,5 mm en el eje Y, como se muestra en la Figura 4-6. La literatura es variante con respecto a definir un valor exacto, por lo que con el objetivo de simular la deformación en el modelo





**Figura 4-5:** Malla aplicada a la geometría

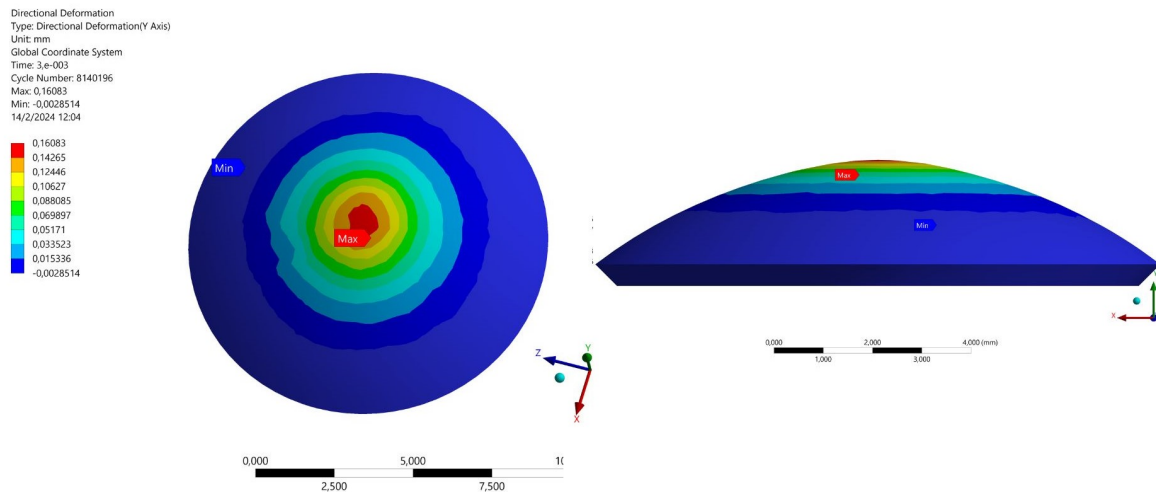
se propone este valor. En la Figura 4-6 también se muestra que el desplazamiento es aplicado en la zona de mayor deformación, de acuerdo con lo investigado y descrito previamente.



**Figura 4-6:** Direccion del desplazamiento aplicado en la geometría corneal.

### 4.2.5. Resultados simulación

Los resultados de la simulación indican una deformación de 0.16 mm (Ver Figura 4-7), que es comparable con los resultados reportados por Nuñez-Chongo [45], quien reporta una deformación de 0.22 mm. En esta variación es importante considerar las características del material que en el estudio indicando se considera la elasticidad de la córnea, mientras que en los resultados obtenidos en este trabajo, el material PMMA tiene un comportamiento más rígido.



**Figura 4-7:** Resultado de la deformación al aplicar desplazamiento a la geometría.

Es importante mencionar que el costo computacional para un análisis dinámico, considerando las propiedades del material, es elevado. Esto se vio reflejado en el tiempo de simulación, que superó las 12 horas.

# 5 Conclusiones y recomendaciones

## 5.1. Conclusiones

1. Mediante un análisis de elementos finitos de tipo dinámico fue posible visualizar el efecto de deformación de un modelo tridimensional de la córnea con el objetivo de representar la patología del queratocono, considerando una córnea sintética.
2. Los resultados obtenidos son inferiores a los reportados por la literatura; sin embargo, son comparativos. Esto permite visualizar la naturaleza de los materiales, ya que la córnea natural tiene mayor capacidad de elasticidad que el material considerando en este estudio (PMMA).
3. En los resultados se puede visualizar que al aplicar la carga en la zona de mayor deformación se produce lo que indica la literatura y se aprecia una zona con menor grado de deformación y otra casi sin deformación.

## 5.2. Recomendaciones

1. En trabajos futuros proponer un alcance médico a los resultados obtenidos, teniendo en cuenta que dentro este trabajo se ha enfocado hacia biomateriales y biomecánica.
2. De igual forma se puede proponer estudios comparativos bajo las mismas condiciones de desplazamiento considerando las propiedades de la córnea como tejido y de otros materiales utilizados en trasplantes.
3. Considerar un refinamiento a la malla, siempre que se tenga disponibilidad computacional.

# Bibliografía

- [1] F. Canvas, L. Bataille, D. Fernandez, F. Cañabate, and Alío J. A new approach to keratoconus detection based on corneal morphogeometric analysis. *PLoS ONE*, pages 1–14, 2017.
- [2] M. Baculima and M. Cruz. *Implementacion de una Herramienta para determinar el grado de afección de Queratocono en el ojo humano, mediante el procesamiento de imagenes utilizando un software especializado*. Universidad politecnica salesiana, Universidad de Cuenca), Kassel, 2016.
- [3] J. Carpio and D. Enriquez. *Frecuencia de queratocono en pacientes diagnosticados y tratados en la clínica oftalmológica Oftalmolaser en el periodo 2011-2017*. Tesis de doctorado, Universidad de Cuenca), Kassel, 2019.
- [4] AE. Davidson, S. Hayes, AJ. Hardcastle, and SJ. Tuft. Patogénesis del queratocono. *Eye (Lond)*, pages 189–195, 2014.
- [5] L. S. Sánchez Villacis, P. R. Álvarez Mena, P. A. Benavides Bautista, H. R. Sánchez Sola, and D. R. Zambrano Jordán. El queratocono, su diagnóstico y manejo. una revisión bibliográfica. *Enfermería Investiga*, 2018.
- [6] H. Ahmed, N. Salem, and W. Al-Atabany. Finite element modelling of corneal biomechanics assessment using ultrasonic elastography. *Research Square*, pages 1–14, 2022.
- [7] A. Karimi, N. Meimani, R. Razaghi, S. M. Rahmati, K. Jadidi, and M. Rostami. Biomechanics of the healthy and keratoconic corneas: A combination of the clinical data, finite element analysis, and artificial neural network. *Current Pharmaceutical Design*, 2018.
- [8] J. S. Birkenfeld, A. Curatolo, A. Eliasy, E. Martinez-Enriquez, A. Varea, Gonzales Ramos A. M., A. Abass, B. Lopes Teixeira, J. Merayo-Llives, A. Elsheikh, and S. Marcos. Corneal biomechanical parameters of keratoconus patients from cross-meridian air-puff deformation optical coherence tomography and finite element modeling. *ARVO Annual Meeting Abstract*, 2022.
- [9] X. Qin, L. Tian, H. Zhang, Y. Jie, H. Zhang, and L. Li. Determine corneal biomechanical parameters by finite element simulation and parametric analysis based on ora measurements. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2022.

- [10] F. Chang Lam and C Liu. The future of keratoprotheses (artificial corneae). *Br J Ophthalmol*, 2011.
- [11] G. Holland, A. Pandit, L. Sánchez-Albella, A. Haiek, I. Loinaz, D. Dupin, M. Gonzales, E. Larra, A. Bidaguren, N. Lagali, E.B. Moloney, and T. Ritter. Artificial cornea: Past, current, and future directions. *Frontiers in Medicine*, 2021.
- [12] K. Nischal and A. Pearson. *Kanski oftalmología clínica*. Elsevier Saunders, España, 2012.
- [13] J. Benítez Del Castillo. *Conoce las enfermedades de la córnea*, 2020.
- [14] O. Allen, SA. Riazuddin, and JD. Gottsch. Overview of the cornea: Structure, function, and development. *Progress in molecular biology and translational science*, pages 1877–1173, 2015.
- [15] N. Paniagua. Caracterización de patrones topográficos. Master’s thesis, Universidad Politécnica de Catalunya, 2019.
- [16] N. Paniagua. Topografía corneal por elevación mediante pentacam. análisis e interpretación clínica. Master’s thesis, Universidad de la Salle, 2018.
- [17] Y. Collante. Destreza clínica i: biomicroscopía, tonometría, fondo de ojo y gonioscopía. Master’s thesis, Universidad de la Salle, 2018.
- [18] JB. Martinez, JB. Martin, and J. Martinez. Exploración de la sensibilidad oular: Estesiometría. *Métodos diagnóstico en segmento anterior*, pages 81–112, 2018.
- [19] S. Hernández-Da Mota. *Enfermedades Oculares Frecuentes. Manual de Consulta-Atlas para el Médico General*. Libromed Panama, España, 2019.
- [20] S. Stunf Pukl. Are mirnas dynamic biomarkers in keratoconus? a review of the literature. *Genes*, 13(4), 2022.
- [21] Celeste Briceno-Lopez, Neus Burguera-Giménez, M. Carmen García-Domene, M. Amparo Díez-Ajenjo, Cristina Peris-Martínez, and M. José Luque. Corneal edema after cataract surgery. *Journal of Clinical Medicine*, 12(21), 2023.
- [22] Tamer Tandogan, Ramin Khoramnia, Gerd Auffarth, Michael Koss, and Chul Choi. Impact of indocyanine green concentration, exposure time, and degree of dissolution in creating toxic anterior segment syndrome: Evaluation in a rabbit model. *Journal of Ophthalmology*, 2016:1–9, 01 2016.
- [23] Maria Cabrera-Aguas, Pauline Khoo, and Stephanie L. Watson. Infectious keratitis: A review. *Clinical & Experimental Ophthalmology*, 50(5):543–562, 2022.
- [24] R. Barraquer, M De Toledo, and E. Torres. *Distrofias y degeneraciones corneales: Atlas y texto*. Espaxs, Barcelona, 2004.

- [25] Hassan Mansoor, Hong Chang Tan, Molly Tzu-Yu Lin, Jodhbir S. Mehta, and Yu-Chi Liu. Diabetic corneal neuropathy. *Journal of Clinical Medicine*, 9(12), 2020.
- [26] M. Doane, C. Dohlman, and G. Bearse. Fabrication of a keratoprosthesis. *Cornea*, pages 179–184, 1996.
- [27] A. Arroyo. Biomateriales para prótesis oculares. Master’s thesis, Universidad de Sevilla, 2019.
- [28] L. Girard. Queratoprótesis. *Cornea*, pages 207–224, 1983.
- [29] S. Bahramizadeh-Sajadi, H. Reza Katoozian, M. Mehrabbeik, A. Baradaran, K. Jadidi, and S. Jafari. A fractal approach to nonlinear topographical features of healthy and keratoconus corneas pre- and post-operation of intracorneal implants. *MDPI*, pages 140–146, 2022.
- [30] K. Zadnick, S. Money, and K. Lindsley. Intrastromal corneal ring segments for treating keratoconus (review). *Cochrane Library*, pages 140–146, 2019.
- [31] D. Gozález, A. Castañeda, S. Esparza, L. Lopéz, and A. Saenz-Galindo. Poli(metacrilato de metilo): un termoplástico biocompatible. diversas aplicaciones. *Revista Iberoamericana de Polímeros*, pages 140–146, 2021.
- [32] D. Abril. Polímeros en óptica y optometría. Master’s thesis, Universidad de Valladolid, 2017.
- [33] D.S.H. LO. *Finite element mesh generation*. CRC Press, London, 2015.
- [34] R. Pidaparti. *Engineering Finite Element Analysis*. Morgan and Claypool Publishers, United States, 2017.
- [35] Islam Magomedov and Z Sebaeva. Comparative study of finite element analysis software packages. *Journal of Physics: Conference Series*, 1515:032073, 04 2020.
- [36] M. Cobo. *Uso de técnicas de elementos finitos para el estudio de enfermedades oculares: glaucoma*. Tesis de doctorado, Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial de Barcelona (ETSEIB), Kassel, 2022.
- [37] M. Medina and I. Bazán. Avances en el uso de simulaciones computacionales para una mejor comprensión de los efectos biomecánicos del glaucoma. In *Memorias Del Congreso Nacional De Ingeniería Biomédica*, volume 8, pages 347–350. 2021.
- [38] A. Pandolfi and F. Manganiello. A model for the human cornea: constitutive formulation and numerical analysis. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, pages 237–246, 2006.
- [39] A. Pandolfi, G. Fotia, and F. Manganiello. Finite element simulations of laser refractive corneal surgery. *Engineering with Computers*, pages 15–24, 2008.

- [40] RB. Bharathi, R. Poojary, G. Prabhu, and R. Ve. Finite element method for estimation of applanation force and to study the influence of intraocular pressure of eye on tonometry. *International ophthalmology*, pages 123–123, 2022.
- [41] K. Velten, M. Gunther, I. Oberacher-Velten, and B. Lorenz. Finite-element simulation of corneal applanation. *J Cataract Refract Surg*, pages 1073–1074, 2006.
- [42] J. Liu and C.J. Roberts. Influence of corneal biomechanical properties on intraocular pressure measurement: quantitative analysis. *Journal of cataract and refractive surgery*, pages 146–155, 2005.
- [43] G. Borda. Estudio de la respuesta dinámica de la córnea mediante el método de elementos finitos y correlación con la presión intraocular. Master’s thesis, Universidad de los Andes, 2010.
- [44] J. Won Baek and S. Jin Park. Finite element analysis of cornea deformation and curvature change during the keratoplasty suturing process. *Biomed Eng Lett*, pages 203–209, 2019.
- [45] O. Nuñez, C. Muñoz, and J. Batista. A biomechanical model of the human cornea. *Revista Cubana De Fisica*, pages 44–49, 2018.
- [46] K. Anderson, A. El-Sheikh, and T. Newson. Application of structural analysis to the mechanical behaviour of the cornea. *J R Soc Interface*, pages 3–15, 2004.
- [47] P. Su, Y. Yang, J. Xiao, and Y. Song. Corneal hyper-viscoelastic model: derivations, experiments, and simulations. *Acta of bioengineering and biomechanics*, pages 73–84, 2015.
- [48] P.J. Shih, I.J. Wang, W.F. Cai, and J.Y. Yen. Biomechanical simulation of stress concentration and intraocular pressure in corneas subjected to myopic refractive surgical procedures. *Sci Rep*, pages 1–15, 2017.
- [49] A. Elsheikh and D. Wang. Numerical modelling of corneal biomechanical behaviour. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, pages 85–95, 2011.
- [50] A. Gefen, R. Shalom, D. Elad, and Y. Mandel. Biomechanical analysis of the keratoconic cornea. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, pages 224–236, 2009.
- [51] J. Garzón and J. Ospina. Caracterización y diseño de simulación de córnea artificial. Master’s thesis, Universidad ECCI, 2018.
- [52] A. Umar, Bt. Khairil Juhanni, K. Abd, and N. Aziah Buang. A review of the properties and applications of poly (methyl methacrylate) (pmma). *Polymer Reviews*, pages 678–705, 2015.