

# Trabajo Fin de Grado

Análisis Estadístico del Diseño del Háptico en  
Lentes Intraoculares Plate Loop

Statistical Analysis of the Haptic Design of Plate  
Loop Intraocular Lenses

Autor

Jorge Puyuelo Roy

Directores

Begoña Calvo Calzada

Iulen Cabeza Gil

ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA  
2020

# AGRADECIMIENTOS

Sirvan estas líneas para agradecer a varias personas por haber contribuido a terminar este Trabajo Fin de Grado.

Agradecer tanto a Iulen como a Begoña por guíarme y ayudarme a lo largo de este proyecto, además de hacerme ver más allá de las clases y darme perspectiva de futuro.

Agradecer a todas y cada una de las personas que me han acompañado a lo largo de estos cuatro años, familia y amigos; al final todo el esfuerzo ha merecido la pena.

# RESUMEN

En este trabajo se estudia la estabilidad biomecánica de lentes con háptico tipo Plate Loop a partir de la lente RayOne comercializada por la compañía Rayner. Se ha parametrizado el modelo para intentar definir la geometría y mediante un análisis factorial se han creado 216 configuraciones para observar la influencia de cada parámetro. Siguiendo la norma ISO 11979-3:2012 se ha reproducido el análisis mediante simulación numérica con elementos finitos y se han observado los resultados.

La lente RayOne presenta un buen comportamiento por lo general aunque el desplazamiento axial es ligeramente elevado. Las lentes con háptico Plate Loop resultan ser especialmente rígidas, con una fuerza de reacción elevada y una mala estabilidad ante compresión. Al parametrizar la lente se han conseguido diseños que dan lugar a desplazamientos axiales menores en sacos capsulares pequeños, pero en estos casos se produce un incremento de la inclinación. Las relaciones más significativas se encuentran en los parámetros de comienzo de entroque y radio de apertura. Tanto el desplazamiento axial, como la rotación y la inclinación están acoplados por lo que se pueden encontrar ciertas configuraciones que tengan un buen comportamiento.



# Índice general

<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	<b>1</b>
1.1. Motivación . . . . .	4
1.2. Objetivos . . . . .	5
1.3. Contenidos . . . . .	6
<b>2. MATERIALES Y MÉTODOS</b>	<b>7</b>
2.1. Modelo de comportamiento hiperelástico y viscohiperelástico . . . . .	7
2.2. Caracterización experimental del material . . . . .	9
2.2.1. Modelo Ogden y series de Prony . . . . .	10
2.2.2. Modelo Neo Hookeano y series de Prony . . . . .	12
2.2.3. Respuesta macroscópica . . . . .	13
2.3. Ensayo de compresión de la lente . . . . .	14
2.4. Modelo de elementos finitos . . . . .	16
2.5. Parametrización de la lente y diseño factorial . . . . .	20
<b>3. RESULTADOS</b>	<b>23</b>
3.1. Estabilidad biomecánica de la lente RayOne . . . . .	23
3.1.1. Respuesta viscohiperelástica . . . . .	25
3.2. Análisis paramétrico . . . . .	26
3.3. Respuesta de las lentes óptimas . . . . .	32
<b>4. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS</b>	<b>35</b>
4.1. Conclusiones . . . . .	35
4.2. Líneas futuras . . . . .	36

## *ÍNDICE GENERAL*

# Capítulo 1

## INTRODUCCIÓN

La Organización Mundial de la Salud estima que 314 millones de personas sufren alguna discapacidad visual, de las cuales 45 millones son ciegas.<sup>1</sup> Las causas principales de estas cegueras son cataratas, glaucomas, opacidad corneal, retinopatía diabética, tracomas, oncocercosis, errores de refracción no corregidos, degeneraciones producidas por la edad, etc. Además, también estima que el 80 % de estas discapacidades visuales son prevenibles o corregibles.<sup>1</sup>

La catarata se puede considerar una de las principales causas de ceguera y a medida que aumenta la esperanza de vida, aumenta el número de afectados debido a que ésta se produce principalmente debido al proceso normal de envejecimiento; de hecho el 30 % de los mayores de 65 años en España la sufren.<sup>2</sup> Esta enfermedad consiste en la pérdida de transparencia u opacificación del cristalino, obstruyendo así el paso de la luz hacia la retina (Figura 1.1) y produciendo una pérdida lenta y progresiva de la visión (Figura 1.2).

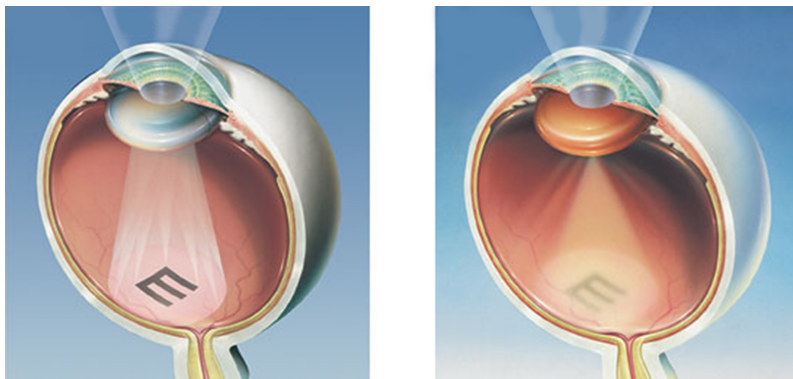


Figura 1.1: Opacificación del cristalino y convergencia de los haces de luz en un ojo sano (izquierda) y en un ojo con cataratas (derecha).



Figura 1.2: Diferencia de visión entre una persona sana (izquierda) y otra que sufre cataratas (derecha).

El único tratamiento eficaz de la patología de cataratas es la cirugía, que consiste en eliminar el cristalino opaco y reemplazarlo por una lente intraocular (LIO). La técnica más utilizada para realizar esta cirugía se denomina facoemulsificación, descrita por Kelman en 1967, y que consiste en realizar una incisión corneal de aproximadamente 3 mm para retirar el cristalino e implantar la LIO.<sup>3</sup>

Según la Oficina Europea de Estadística, la operación de cataratas (Figura 1.3) fue llevada a cabo 4.7 millones de veces en 2017 en los países pertenecientes a la Unión Europea, siendo la operación mínimamente invasiva más realizada.<sup>4</sup>

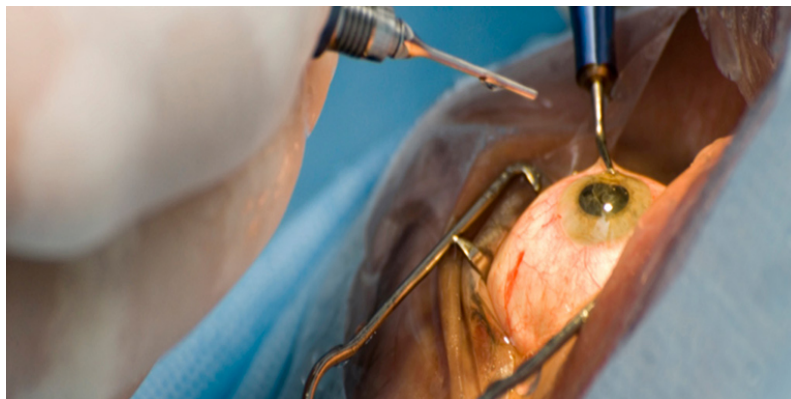


Figura 1.3: Paciente sometido a cirugía para tratar las cataratas. Recuperado de [www.laserojos.com](http://www.laserojos.com).

Existen varios tipos de lentes intraoculares en función del error refractivo que corrigen; como las monofocales, multifocales, acomodativas, tóricas, esféricas y asféricas. Las multifocales permiten corregir tanto la visión cercana como la lejana que corrigen las monofocales. El inconveniente en las multifocales es el aumento



de la probabilidad de visión de halos o anillos alrededor de luces y la reducción la sensibilidad de contraste.<sup>5</sup> Las acomodativas, que están actualmente en proceso de investigación, intentan reproducir el comportamiento del cristalino sano, pero de momento parece que dan lugar a una mayor tasa de opacificación de la cápsula posterior y las mejorías que producen son pequeñas y temporales.<sup>6</sup> Por último, las LIOs tóricas compensan el astigmatismo corneal y las lentes esféricas o esféricas corrigen o no la aberración esférica.<sup>7</sup>

En cuanto al diseño de la lente, hay distintos factores que influyen en la calidad visual post-quirúrgica.<sup>8</sup> En primer lugar se diferencia el material de la lente, que puede ser PMMA (rígido) o de silicona, acrílico hidrófobo o hidrófilo (flexibles); siendo estos últimos los más utilizados ya que permiten una incisión menor en la cornea al introducir la lente. También se tiene en cuenta la forma de la óptica (biconvexa, plano-convexa o de menisco), así como su diseño para corregir los distintos errores refractivos tal y como se ha mencionado anteriormente (esférica, esférica o tórica). Por último, el háptico es una parte importante de cualquier LIO debido a que es uno de los elementos estabilizadores más notables junto con el diámetro general de la lente.<sup>9</sup> En función de su diseño (Figura 1.4) existen lentes intraoculares de tres piezas, cuyos hápticos están contruidos con un material rígido distinto al de la óptica (lentes multipieza); y lentes de una sola pieza, las más habituales, con hápticos del mismo material que la óptica y con una mayor variedad de formas (C-Loop, Plate-Loop, Doble-C-Loop, Plate, etc).<sup>10-12</sup>

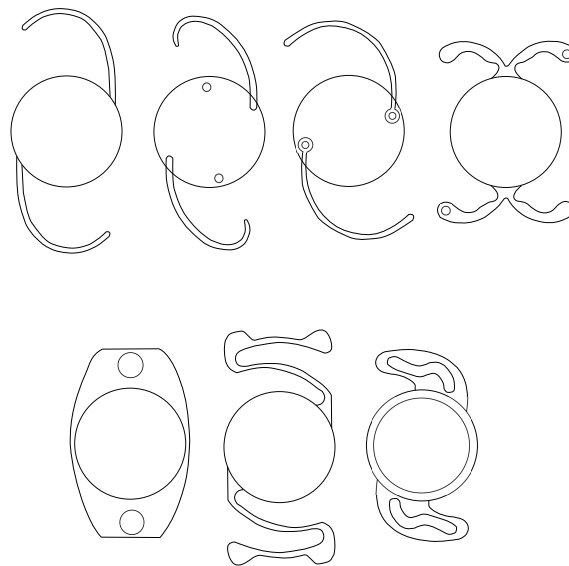


Figura 1.4: Distintos tipos de diseños de hápticos. Fila de arriba de izquierda a derecha: C-Loop, J-Loop 3-pieces, C-Loop de 3 piezas, Doble C-Loop. Fila de abajo de izquierda a derecha: Plate, Angle Soported AC, Plate Loop

## 1.1. Motivación

Como se ha visto anteriormente, hay multitud de diseños de hápticos en las lentes intraoculares hoy en día en el mercado. Sin embargo, hay algunos diseños que están más extendidos que otros, como podrían ser los C-Loop, Doble C-Loop o Plate. A día de hoy, varios fabricantes están empezando a combinar los efectos de los hápticos tipo Plate con los Open-Loop (C-Loop, J-Loop, etc) dando lugar así al háptico Plate Loop.<sup>12</sup>

Varias de las empresas que empezaron a fabricar este tipo de hápticos tienen su sede en India como Micromed International, con una facturación de 3 millones de euros, o Dayal International. Sin embargo, la empresa que más está comercializando este tipo de LIOs es la británica Rayner (53 millones de euros de facturación), con dos diferentes modelos de lentes Plate Loop (Figura 1.5) en los que varía ligeramente la forma de dicho háptico. Entre estos modelos destaca el último lanzado, la LIO RayOne, que tiene además diferentes diseños en función de las necesidades del cliente: trifocal, esférica, esférica y tórica.

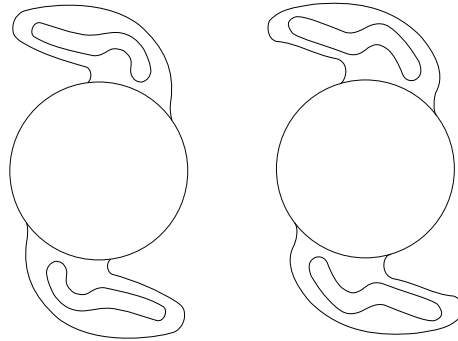


Figura 1.5: Diseños de los hápticos de las lentes de la compañía Rayner. El primer diseño corresponde a los modelos RayOne y 600C y el segundo corresponde a los modelos C-flex.

Con este TFG se quiere completar el estudio de la estabilidad de lentes intraoculares en función del tipo de háptico, estudiando el comportamiento de los hápticos Plate Loop. Posteriormente se analizará la respuesta de la lente al variar los distintos parámetros que definen el diseño del háptico del modelo RayOne (Figura 1.6) y analizando qué parámetros tienen un efecto más significativo en la estabilidad y cómo se podría optimizar el diseño para asegurar la estabilidad en el saco capsular.



Figura 1.6: Modelo RayOne de la compañía Rayner. Recuperado de [www.rayner.com](http://www.rayner.com).

Para este estudio se ha realizado una simulación numérica mediante elementos finitos reproduciendo el ensayo a compresión recogido en la norma ISO 11979-3:2012.<sup>13</sup>

## 1.2. Objetivos

El objetivo de este Trabajo Fin de Grado es reproducir numéricamente el ensayo de compresión descrito en la ISO 11979-3:2012 en LIOs con háptico Plate Loop y analizar el efecto de los distintos parámetros que definen su geometría en la estabilidad biomecánica de la lente. Dicha estabilidad se evaluará mediante las siguientes variables: fuerza de compresión, desplazamiento axial, rotación, inclinación, área de contacto, distancia final entre mordazas y energía de deformación.<sup>8</sup>

Para alcanzar el objetivo global se han establecido los siguientes objetivos específicos:

- Análisis del material de la LIO, hidrófobo, y ajuste a distintos modelos de comportamiento de materiales hiperelásticos y viscoelásticos para realizar la posterior simulación.
- Estudio de la estabilidad de la lente comercial RayOne de la empresa Rayner.
- Parametrización de las lentes con háptico Plate Loop con un número reducido de parámetros que definan las posibles variaciones de su geometría.
- Estudio estadístico del efecto de los parámetros utilizados para definir la geometría de este tipo de hápticos en la estabilidad de la lente.

### 1.3. Contenidos

El desarrollo de este trabajo se ha dividido en los siguientes capítulos:

- **Material y Métodos.** Se describen los materiales y métodos utilizados para los distintos análisis que se llevan a cabo a lo largo del trabajo; el análisis del material y el análisis de la propia lente con su modelo de elementos finitos y su parametrización.
- **Resultados.** Se presentan los resultados obtenidos mediante los valores de la fuerza de compresión, el desplazamiento axial, la rotación, la inclinación, el área de contacto, la distancia final entre mordazas y la energía de deformación.
- **Conclusiones y líneas futuras.** Finalmente se resumen las conclusiones obtenidas tras la discusión de los resultados, y realizando una comparación con otro tipo de LIOs para comprobar si este háptico puede competir en el mercado con aquellos que están más consolidados.

# Capítulo 2

## MATERIALES Y MÉTODOS

En este capítulo se describe, en primer lugar, la respuesta elástica y viscoelástica del material de la lente. La lente se ha caracterizado con el material acrílico hidrófobo ya que está previamente caracterizado por el departamento y es el más común junto con el acrílico hidrofílico en lentes intraoculares. El acrílico hidrófobo presenta mayor biocompatibilidad que el hidrofílico.<sup>14</sup> Posteriormente se describe un modelo viscohiperelástico que reproduce el comportamiento del material ajustando las propiedades del modelo con los resultados experimentales. A continuación, se define el modelo de elementos finitos de la LIO de Rayner, RayOne. Por último, siguiendo la metodología de diseño de experimentos, se analiza la geometría Plate-loop a partir de la geometría de referencia, la lente RayOne. La parametrización de este tipo de háptico se realiza con seis factores con el objetivo de analizar estadísticamente el efecto de dichos parámetros en la estabilidad biomecánica de la lente.

### 2.1. Modelo de comportamiento hiperelástico y viscohiperelástico

Un modelo hiperelástico es capaz de reproducir grandes deformaciones. En estos modelos es posible obtener el segundo tensor de tensiones de Piola Kirchhof,  $S_{ij}$ , como las derivadas de una función denominada densidad de energía de deformación,  $\Psi$ , con respecto a las componentes respectivas del tensor de deformación de Cauchy Green por la derecha,  $C_{ij}$ . Esta función describe la cantidad de energía almacenada por unidad de volumen bajo un estado de deformación dado.<sup>15</sup>

$$S_{ij} = \frac{\partial \Psi}{\partial C_{ij}} \quad (2.1)$$

De acuerdo a la teoría de Rivlin, dicha función densidad de energía puede ser

expresada como un polinomio de los alargamientos principales (2.2) o las invariantes de deformación (2.3).<sup>16</sup>

$$\Psi = \Psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad (2.2)$$

$$\Psi = \Psi(I_1, I_2, I_3) \quad (2.3)$$

Esto se debe a que las invariantes de deformación se definen en función de los alargamientos principales de la siguiente manera:<sup>17</sup>

$$\bar{I}_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (2.4)$$

$$\bar{I}_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \quad (2.5)$$

$$\bar{I}_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 \quad (2.6)$$

De esta manera, la función densidad de energía definida en la teoría de Rivlin se reescribe usando estos invariantes y unas constantes del material  $c_{ijk}$  que se obtienen a partir de ensayos experimentales:<sup>15</sup>

$$\Psi = \sum_{i+j+k=1}^N c_{ijk} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j (I_3 - 3)^k \quad (2.7)$$

Diferentes investigadores han desarrollado distintos modelos basados en la Ecuación 2.7 para calcular la función densidad de energía de deformación que mejor reproduzca los resultados experimentales para cada material, que pueden ser implementados en programas de elementos finitos. Estos modelos se pueden dividir en dos grupos, modelos estadísticos, que usan información de la microestructura del material como base para reproducir los resultados experimentales; y fenomenológicos, que se basan en proponer funciones matemáticas que reproducir las pruebas experimentales.

Entre los modelos fenomenológicos el modelo Neo Hookeano<sup>18</sup> es el más sencillo ya que está definido por un único parámetro al depender únicamente del primer invariante. Su definición de la función de densidad de energía de deformación se puede ver en la Ecuación 2.8.

#### ■ Modelo Neo Hookeano

$$\Psi = c_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J^{el} - 1)^2 \quad (2.8)$$

donde  $c_{10}$  es la constante a determinar para cada material y el segundo término de la ecuación representa los cambios volumétricos, con  $D_1$  definiendo la compresibilidad del material y  $J^{el} = \frac{J}{J^{th}}$ , ratio de volumen elástico.<sup>19</sup>

El modelo Ogden<sup>18</sup> utiliza en la función de densidad de energía de deformación en función de los alargamientos principales como puede verse en la Ecuación 2.9.

- **Modelo Ogden**

$$\Psi = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\lambda_1^{-\alpha_i} + \lambda_2^{-\alpha_i} + \lambda_3^{-\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_1} (J^{el} - 1)^{2i} \quad (2.9)$$

donde  $\mu_i$  es el módulo de elasticidad transversal y  $\alpha_i$  una constante del material.<sup>20</sup>

- **Viscohiperelásticidad. Series de Prony.** Cuando el comportamiento del material depende del tiempo y/o de la velocidad de deformación es necesario recurrir a un modelo viscoelástico. Es posible combinar los modelos hiperelásticos anteriores con el modelo generalizado de Maxwell para materiales viscoelásticos, utilizando las series de Prony (Ecuación 2.10) que caracterizan las propiedades de relajación del material.<sup>21</sup>

$$\mu(t) = \mu_0 + \sum_{i=1}^N g_i [1 - \exp(-t/\tau_i)] \quad (2.10)$$

donde  $\mu_0$  es el módulo de elasticidad transversal definido por los valores instantáneos del módulo elástico  $E_0$  y  $\nu_0$ . Los valores de los coeficientes y tiempos de relajación de la serie son  $g_i$  y  $\tau_i$ .<sup>19</sup>

## 2.2. Caracterización experimental del material

Para poder reproducir numéricamente el comportamiento de la lente, es necesario tener bien caracterizado el material. En este caso se analiza el material Benz HF-1.2 Universal Blank (Benz Research and Development, USA). En este TFG se ha estudiado su respuesta a partir de ensayos de relajación mediante indentación. Estos ensayos se han realizado en la Universidad Rey Juan Carlos. Los ensayos proporcionan distintas curvas de relajación para el material en función de las condiciones en las que se realice el ensayo, bien con el material húmedo (sumergido en suero durante 72 horas) o seco. Los ensayos se han realizado para tres diferentes profundidades de penetración del indentador.

El indentador tiene un radio de 800 micras y la probeta de material sobre el que se realiza dicho ensayo tiene un tamaño mucho mayor a éste. La carga se realiza mediante una penetración a velocidad constante durante 30 segundos hasta una

profundidad de 2.5, 2 y 1 micras en el caso del material seco y 20, 15 y 10 micras para el material húmedo; el tiempo de relajación fue de 1000 segundos.

Una vez conocida la respuesta experimental, donde se ha observado una respuesta elástica en carga y viscoelástica durante la relajación, se ha procedido a definir un modelo numérico capaz de reproducir la respuesta experimental. Para ello se ha optado por utilizar el software Abaqus y utilizar el modelo de las series de Prony. Reproduciendo numéricamente el ensayo de indentación, el software optimiza los parámetros del material comparando que la respuesta numérica minimice la respuesta experimental.<sup>19,22</sup> En la Figura 2.1 se muestra la simulación del ensayo mediante elementos finitos, pudiéndose apreciar el tamaño de malla empleado bajo el indentador. Se han utilizado elementos cuadriláteros cuadráticos y con formulación híbrida (CAX8H) para la placa de material y cuadráticos lineales para el indentador (CAX4). El número total de nodos es de 14532, y el de elementos es de 6473.

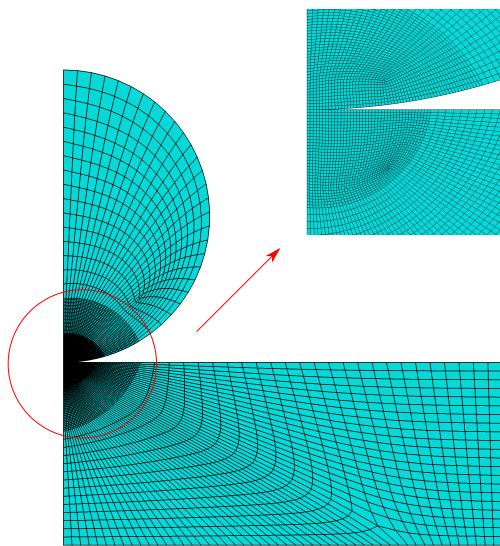


Figura 2.1: Simulación del ensayo indentación mediante elementos finitos.

### 2.2.1. Modelo Ogden y series de Prony

El primer ajuste realizado combina el modelo de Ogden para definir la respuesta elástica y las series de Prony para la respuesta viscoelástica. En este caso se ha procedido a normalizar la curva de relajación del ensayo experimental y ajustar los parámetros viscoelásticos y, una vez obtenidos, se ha simulado numéricamente el ensayo completo. Para ajustar los parámetros del modelo se ha probado con distintos ordenes de la serie y se ha escogido el número mínimo de parámetros siempre y cuando reproduzca correctamente el comportamiento del material.



### Material seco

En la Figura 2.2 se puede observar la curva normalizada del material seco con un ajuste de modelo Ogden con tres parámetros, cuyos valores se muestran también en la figura. Como se puede comprobar, la relajación final de la curva experimental es de 41 % mientras que la de la simulada es de 38 %, muy cerca de los límites de desviación.

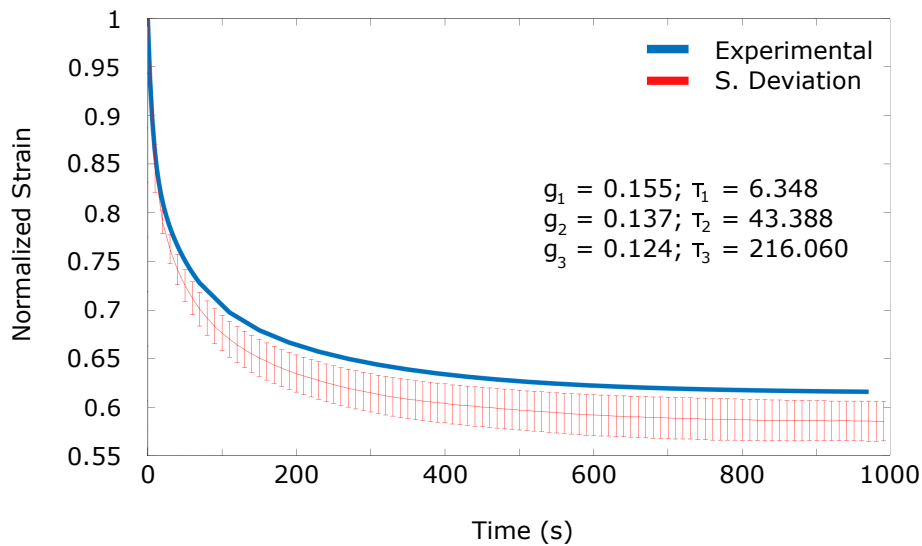


Figura 2.2: Curva de relajación normalizada y parámetros del modelo para el material seco. En rojo se muestra el resultado obtenido de la simulación con la desviación típica de los tres desplazamientos ensayados. En azul se muestra el resultado simulado para una penetración de 1 micra.

### Material húmedo

Para el material húmedo, la curva de relajación es la mostrada en la Figura 2.3. El ajuste con el modelo Ogden es de dos parámetros en este caso, ya que eran suficientes para describir el comportamiento del material. Los valores de dichos parámetros se muestran en la figura. El material húmedo consigue un mejor ajuste; la relajación final experimental es 9 % mientras que la simulada es de 8 %, estando así dentro del rango de la desviación.

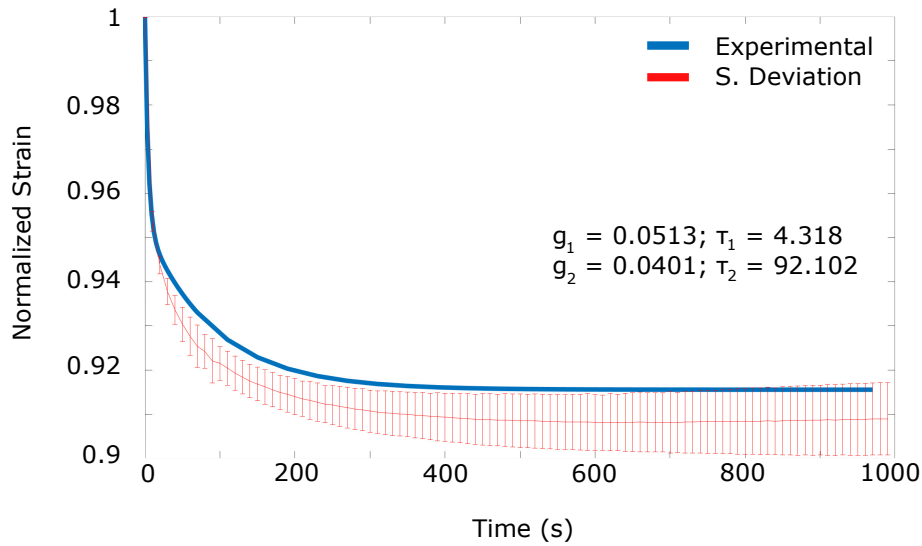


Figura 2.3: Curva de relajación normalizada y parámetros del modelo para el material húmedo. En rojo se muestra el resultado obtenido en la simulación con la desviación típica de los tres desplazamientos ensayados. En azul se muestra el resultado simulado para una penetración de 10 micras.

### 2.2.2. Modelo Neo Hookeano y series de Prony

En este caso se ha procedido a ajustar tanto la respuesta elástica como viscoelástica del material. Para ello, es necesario partir de los resultados sin normalizar y comprobar el efecto de utilizar distintos valores de penetración.

#### Material seco

Para el material seco se han reproducido los ensayos con una penetración de 2.5 y 1 micras. Los parámetros del modelo Neo Hookeano obtenidos (Ecuación 2.8) son  $c_{10} = 15,40 \cdot 10^{-3} MPa$ ; y  $D_1 = 13,40 \cdot 10^{-3} MPa^{-1}$ . En la Figura 2.4 se muestran los resultados experimentales junto a los numéricos observando la calidad del ajuste.

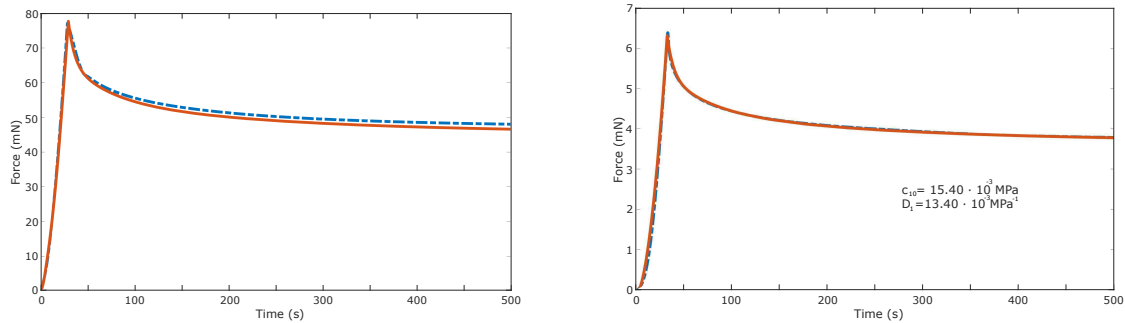


Figura 2.4: Curva de relajación del material normalizada para 2.5 micras (izquierda) y 1 micra (derecha), y parámetros del modelo. En línea azul discontinua muestra la relajación del material ensayado experimentalmente mientras que en la naranja se ve el resultado de la simulación.

### Material húmedo

El material húmedo se ha simulado reproduciendo 20 y 10 micras de penetración, como en los ensayos experimentales, en este caso los parámetros del modelo Neo Hookeano ajustados son:  $c_{10} = 179,80 \cdot 10^{-3} MPa$ ; y  $D_1 = 156,80 \cdot 10^{-3} MPa^{-1}$ , ver en Figura 2.5 la calidad del ajuste.

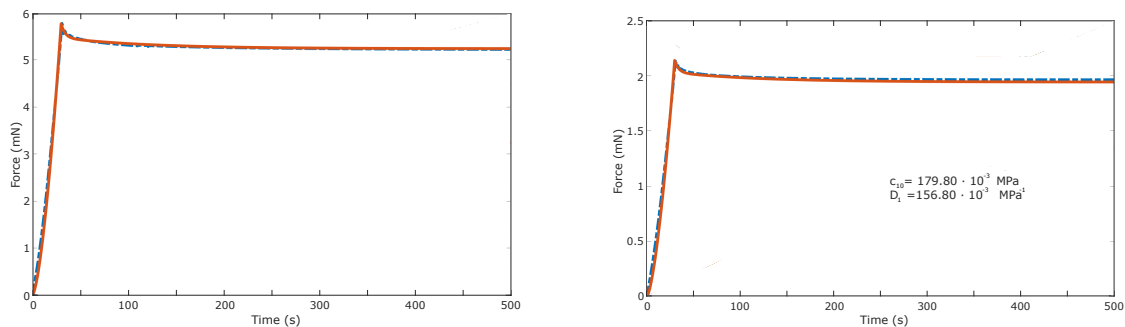


Figura 2.5: Curva de relajación del material normalizada para 20 micras (izquierda) y 10 micras (derecha), y parámetros del modelo.

El ajuste para el material húmedo es mejor que para el material seco. Esto puede ser debido a la falta de precisión del modelo al trabajar con valores tan pequeños y no poder reducir más el tamaño de la malla.

### 2.2.3. Respuesta macroscópica

Por último, para comparar la respuesta macroscópica del material de la lente, se ha simulado un ensayo de tracción y compresión hasta un 20% de deformación

(Figura 2.6). El comportamiento del material se puede ajustar con un modelo hiperelástico tipo Ogden.<sup>8</sup> Los parámetros del ajuste se muestran en la Tabla 2.1.

Parámetros del modelo Ogden N=4			
$\mu_1 = -71,62$	$\mu_2 = 34,00$	$\mu_3 = 69,93$	$\mu_4 = -31,63$
$\alpha_1 = 10,13$	$\alpha_2 = 13,28$	$\alpha_3 = 4,43$	$\alpha_4 = 1,63$
$D_1 = 1,34$			

Tabla 2.1: Parámetros utilizados para reproducir el comportamiento del material con el modelo de Ogden con N=4 (unidades en Mpa).

Para niveles de deformación inferiores al 10% el comportamiento de ambos modelos es similar, para deformaciones superiores el material pierde la linealidad y el modelo Neo Hookeano no se ajusta correctamente ya que es un modelo cuasi-lineal.

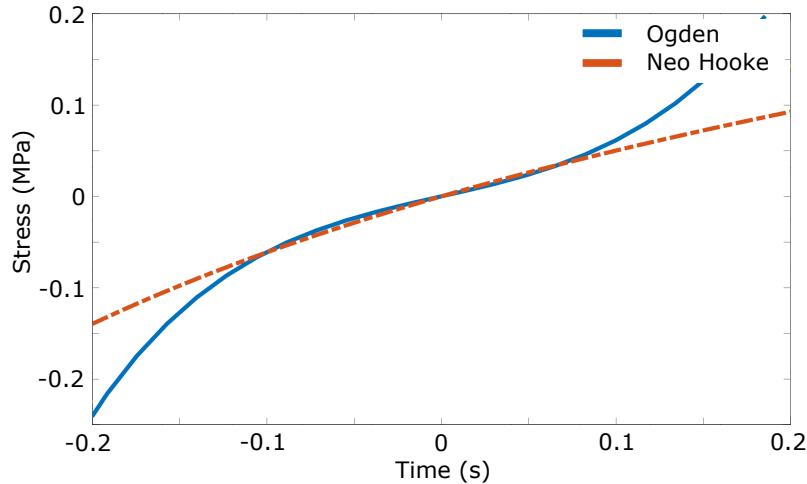


Figura 2.6: Ensayo tracción-compresión. En azul se muestra el modelo Ogden, escogido finalmente para simular el comportamiento del material hidrófobo; y en naranja el modelo Neo Hookeano.

### 2.3. Ensayo de compresión de la lente

El test estandarizado en la norma ISO 11979-3:2012 ha sido simulado numéricamente mediante el software Abaqus para poder analizar el comportamiento de la LIO dentro del saco capsular. Este test consiste en someter a la lente a una compresión mediante dos mordazas con un radio de curvatura de 5.00 mm. Inicialmente, las mordazas están separadas 15.05 mm (la separación entre mordazas se mide desde su radio interior) y la LIO está colocada centrada entre ellas.

Para reproducir el ensayo, la mordaza izquierda se fija y a la mordaza derecha se le aplica el desplazamiento necesario para alcanzar un diámetro de cierre deseado. Para establecer el contacto entre los hápticos y la mordaza se aplica inicialmente un pequeño desplazamiento a la mordaza fijando la óptica. Posteriormente, se libera la condición de contorno de la óptica y se aplica un desplazamiento de forma lineal. El ensayo ISO 11979-3:2012 establece un diámetro de cierre de 10 mm, momento en el que registran las diferentes variables que definen la estabilidad de la lente; sin embargo, en la simulación se ha preferido aumentar dicho desplazamiento hasta un diámetro de cierre de 9 mm para observar la estabilidad biomecánica de la lente en sacos capsulares más pequeños. En la Figura 2.7 se puede ver el estado inicial y final del ensayo de compresión de la LIO.

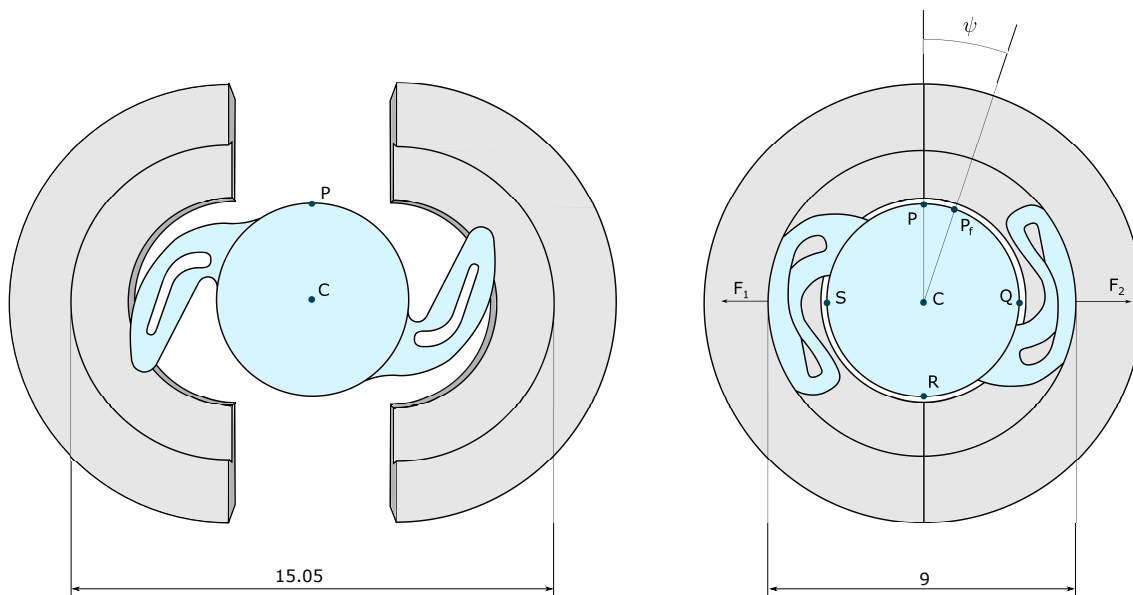


Figura 2.7: Configuración inicial y final del ensayo de compresión de la LIO.

Para analizar la estabilidad de la lente, se han establecido las variables siguientes, comparando ambas configuraciones:<sup>23</sup>

- **Fuerza de compresión:** La fuerza de compresión viene dada por la fuerza de racción de os extremos de los hápticos en contacto con las mordazas:  $F = \frac{F_1 + F_2}{2}$ , con  $F_1$  y  $F_2$  en valor absoluto.
- **Desplazamiento axial:** Este desplazamiento se corresponde con el del punto central de la lente (Punto  $C$  en la figura 2.7) en la dirección perpendicular al plano de esta.

- **Rotación de la óptica:** La rotación de la óptica ( $\psi$ ) es el ángulo entre el punto  $P$  antes del ensayo y el mismo punto después del ensayo,  $P_f$  (Figura 2.7).
- **Inclinación de la óptica:** Esta inclinación (tilt) se define a través de las pendientes de 4 puntos en direcciones ortogonales.

$$\text{tilt}(\text{°}) = \text{arctg}(\sqrt{s_1^2 + s_2^2}) \quad (2.11)$$

En esta ecuación,  $s_1$  es la pendiente de los puntos  $S$  y  $Q$  (Figura 2.7) y  $s_2$  la de los puntos  $P$  y  $R$ .

- **Área de contacto:** Este área es la superficie que entra en contacto entre la pared del háptico y la mordaza. Va a estar relacionado con otras variables como la fuerza de reacción.
- **Distancia entre mordazas:** Esta distancia mide el diámetro que tienen las mordazas en el momento que finaliza el análisis. Hay dos casos, cuando esta distancia es 9 mm, donde se considera el análisis como completo; y cuando es mayor de 9 mm debido a que el software no encuentra una solución de equilibrio para el siguiente instante.
- **Energía interna de la lente:** Esta energía es la acumulada en la lente debida a la deformación que sufre en la configuración comprimida. Esta variable es la que se usa para los primeros análisis de comparación que se estudian en la siguiente sección, aunque más adelante se obviará debido a su fuerte relación con la fuerza de reacción.

## 2.4. Modelo de elementos finitos

A continuación, se describe el modelo de elementos finitos definido para poder reproducir ensayo de compresión. El modelo está compuesto por dos mordazas y la lente a comprimir (ver Figura 2.8). Las mordazas se han considerado como sólidos rígidos.

Una de las variables primordiales para cualquier simulación numérica mediante elementos finitos es el mallado; tipo y tamaño de elemento. Las mordazas se han considerados sólidos rígidos y han sido malladas con elementos cuadriláteros con aproximación lineal (R3D4) con un tamaño aproximado de elemento de 0.2 mm. La lente se ha mallado con elementos tetraédricos con aproximación lineal y formulación híbrida (C3D4H). Para la LIO se utiliza aproximación lineal ya que este tipo de aproximación mejora la convergencia respecto a la cuadrática en problemas de

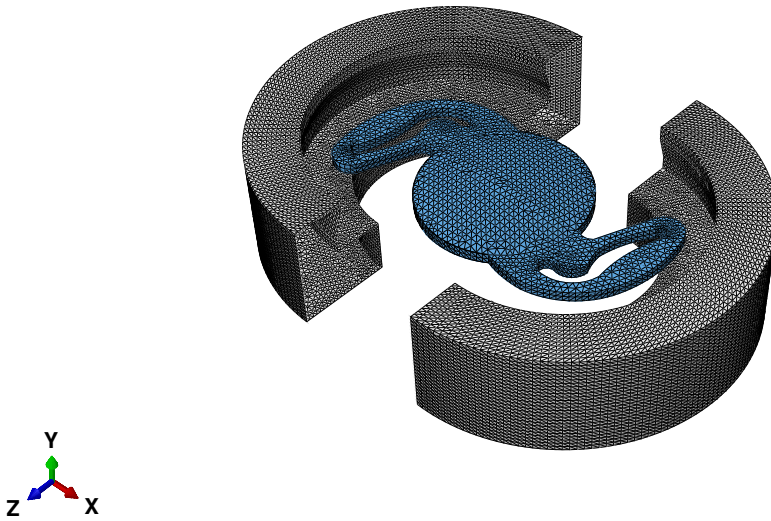


Figura 2.8: Mallado de la mordaza y de la lente RayOne de la compañía Rayner.

contacto;<sup>24</sup> y formulación híbrida ya que es la usada en materiales hiperelásticos. En cuanto al tamaño de la malla, cabe mencionar que hay que llegar a un compromiso entre precisión y tiempo de computación ya que, aunque para un tamaño de malla muy fino se consigan resultados muy precisos, el tiempo de cálculo es demasiado largo. Para calcular el tamaño de malla idóneo para este análisis, se ha partido de un modelo creado a partir de la LIO RayOne y se ha realizado un primer análisis con cinco distintos tamaños de malla (Figura 2.9): mallado muy fino (143772 nodos, 767342 elementos), mallado fino (47393 nodos, 242141 elementos), mallado intermedio (25654 nodos, 126835 elementos), mallado grosero (11490 nodos, 53731 elementos) y mallado muy grosero (6153 nodos, 26877 elementos).

En la Figura 2.10 se muestra la energía de deformación para los distintos tamaños de malla analizados. Se puede comprobar que para las mallas más groseras el análisis no finaliza, mientras que para el resto el ensayo se completa y los resultados obtenidos son muy similares. Por este motivo, y debido a que el coste computacional es muy diferente (16 horas para el mallado muy fino y 2 horas para el mallado intermedio), se ha decidido tomar la malla de tamaño intermedio para realizar los estudios posteriores, fundamentalmente para el análisis estadístico. Esta malla (Figura c) 2.8) está definida por 25654 nodos y 126835 elementos.

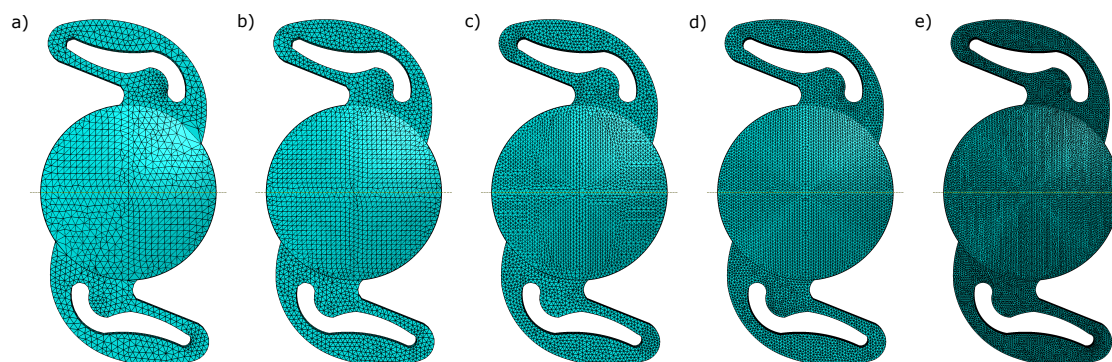


Figura 2.9: Análisis de sensibilidad del tamaño de la malla. a) Mallado muy grosero. b) Mallado grosero. c) Mallado intermedio. d) Mallado fino. e) Mallado muy fino.

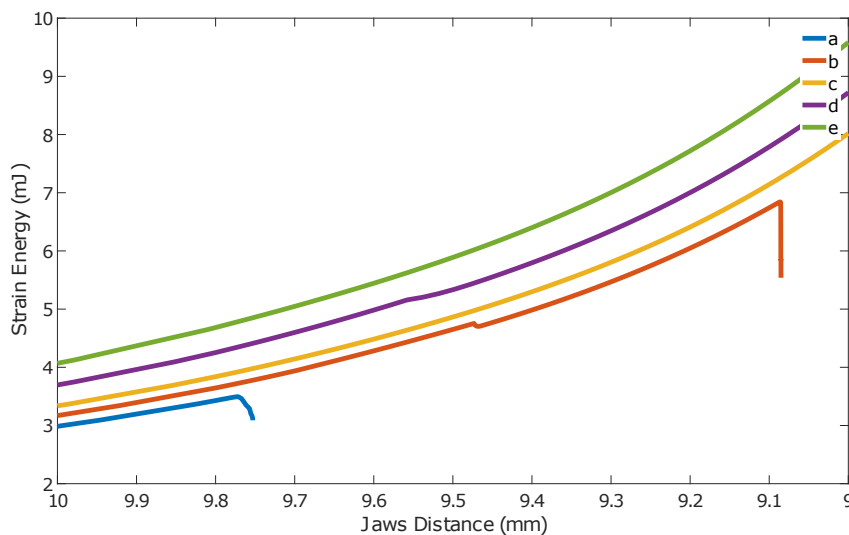


Figura 2.10: Análisis de sensibilidad. Energía de deformación de la lente RayOne para los distintos tamaños de malla.

Otra variable a tener en cuenta antes de realizar el análisis completo es la definición correcta del primer desplazamiento que se aplica a la mordaza para establecer contacto con el háptico y facilitar la convergencia del cálculo. Para ello se han analizado en el modelo de la LIO RayOne tres posibles desplazamientos: 4.25, 4.75 y 5.25 mm, y se ha observado en cuál de ellos se obtiene mejor convergencia (Figura 2.11). En este caso corresponde a un desplazamiento inicial de 5.25 mm.



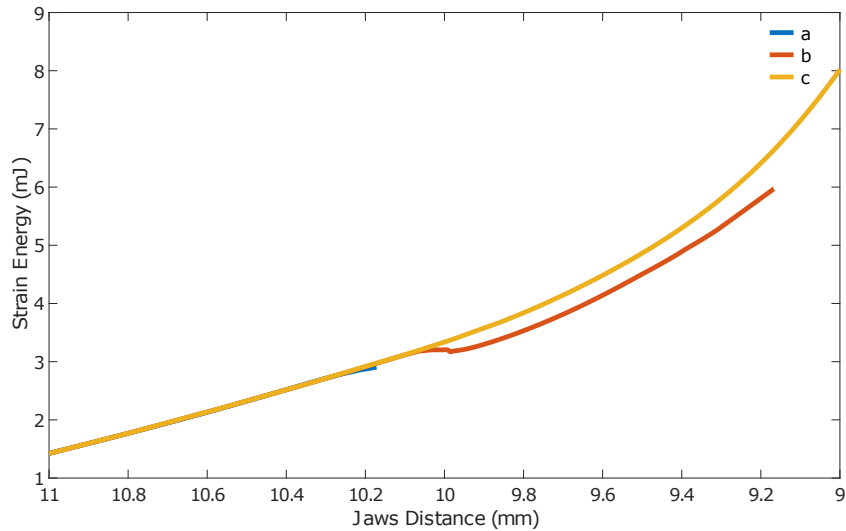


Figura 2.11: Energía de deformación de la lente RayOne para distintos valores establecidos para definir el contacto. El desplazamiento a) corresponde a 4.25 mm, el desplazamiento b) a 4.75 mm y el desplazamiento c) a 5.25 mm.

Por último, se ha pensado que la ranura central del háptico de la lente podría influir en la respuesta, ya que ambas paredes de dicha ranura pueden contactar durante el ensayo (Figura 2.7). Por ello, se ha valorado la posibilidad de imponer un contacto adicional en el problema, *self contact*; para intentar definir el contacto que se produce en los dos extremos de las paredes de la ranura entre sí y ver si la imposición de éste influye en la convergencia del análisis. Para comprobar la influencia de este contacto, se ha realizado una simulación y se han comparado los resultados con el mismo problema sin dicho contacto, (Figura 2.11)

Se observa que los resultados obtenidos son muy similares hasta una distancia de mordazas de 9.60 mm. Sin embargo, en el caso de utilizar la opción *self contact* deja de converger en este instante, a 9.60 mm. Por tanto, los cálculos posteriores se realizarán sin *self contact*.

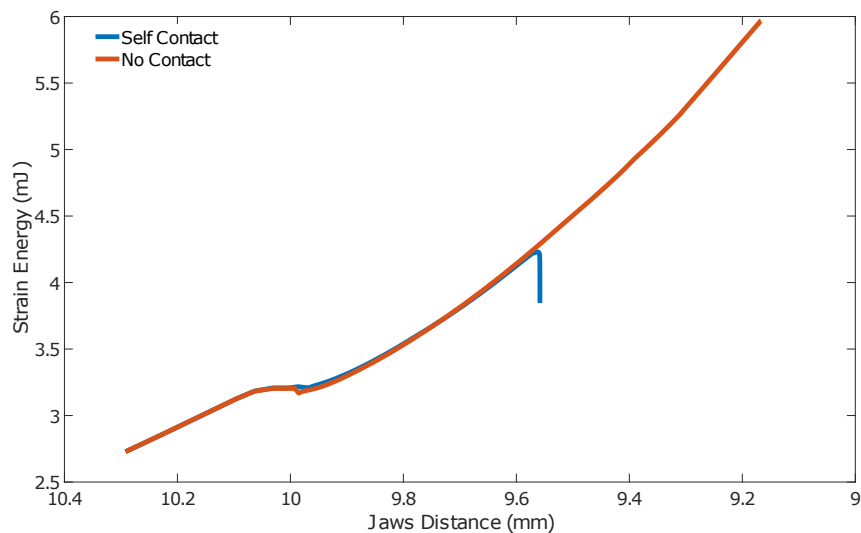


Figura 2.12: Comparación de la simulación con y sin *self contact*.

## 2.5. Parametrización de la lente y diseño factorial

En la Figura 2.13 se muestran los parámetros utilizados para definir la geometría del háptico. Estos son: radio de apertura del háptico, longitud del háptico, radio interno, comienzo del entroque, anchura interna y espesor del háptico.

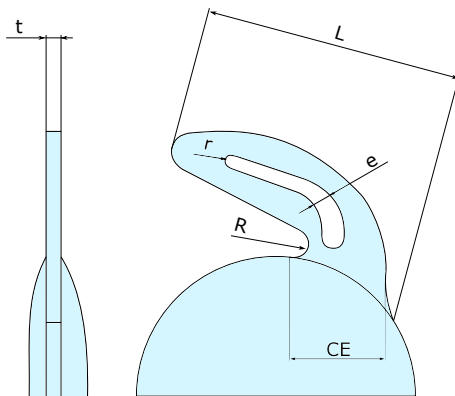


Figura 2.13: Parámetros escogidos para definir la geometría del háptico:  $R$  (Radio de apertura del háptico),  $L$  (longitud del háptico),  $r$  (radio interno),  $CE$  (comienzo de entroque del háptico),  $e$  (anchura interna) y  $t$  (espesor del háptico).

A partir de los seis parámetros establecidos para definir la lente, se ha realizado un diseño factorial completo mixto de tres y dos niveles. El radio de apertura, la

longitud del háptico y el comienzo de entroque son los parámetros escogidos para realizar el diseño de tres niveles, al ser los más influyentes en la estabilidad; mientras que el radio interno, la anchura interna y el espesor son con los que se realiza el diseño de dos niveles. Se obtienen así 216 posibles configuraciones de hápticos ( $3^3 \cdot 2^3 = 216$ ) a partir del modelo RayOne para intentar definir la geometría y observar influencia de cada uno de estos parámetros en la estabilidad de la lente. En la Tabla 2.2 se muestran los valores establecidos para dichos parámetros.

Parámetro	Mínimo	Intermedio	Máximo
Radio de apertura del háptico (R)	0.25	0.38	0.50
Longitud del háptico (L)	5.75	6.00	6.30
Radio interno (r)	0.20	-	0.30
Comienzo del entroque (CE)	2.20	2.45	2.70
Anchura interna (e)	0.40	-	0.80
Espesor del háptico (t)	0.30	-	0.40

Tabla 2.2: Valores de los parámetros que definen la geometría del háptico (mm).



# Capítulo 3

## RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos en la simulación del ensayo de compresión de la norma ISO 11979-3:2012. En primer lugar, se describe el comportamiento de la LIO Rayner RayOne, analizando el resultado de las variables objetivo. Se introduce también el comportamiento viscoelástico del material en la lente y se observa como influye en la respuesta biomecánica de la lente. Posteriormente, se analiza mediante la metodología de diseño de experimentos<sup>25</sup> la influencia de los parámetros utilizados para definir la geometría del háptico Plate-Loop en la estabilidad biomecánica de la lente.

### 3.1. Estabilidad biomecánica de la lente RayOne

La lente RayOne es una lente comercial de la empresa Rayner.<sup>26</sup> En la Figura 3.1 se muestra la configuración deformada de la lente para diferentes diámetros de cierre de las mordazas, que se corresponderían con diferentes diámetros del saco capsular del paciente, concretamente para la distancia entre mordazas de 10.00, 9.50 y 9.00 mm. Las deformaciones principales máximas se concentran en la ranura central del háptico, y en menor medida, en los extremos exteriores del háptico.

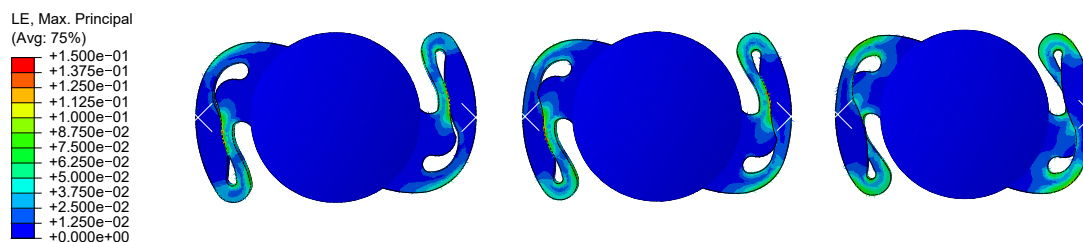


Figura 3.1: Deformación principal máxima de la lente RayOne para tres diámetros de compresión: 10.00, 9.50 y 9.00 mm.

Para garantizar una visión correcta una vez que la LIO se encuentra deformada en el interior del saco, es necesario analizar la configuración deformada de la óptica. Se analiza el desplazamiento axial, la rotación y la inclinación; valores que han de ser prácticamente nulos para que la corrección óptica de la lente intraocular sea próxima a la estimada, de cara a corregir los posibles errores refractivos. Adicionalmente, se ha calculado también el valor de la fuerza de reacción de cara a comparar con otros diseños de hápticos.

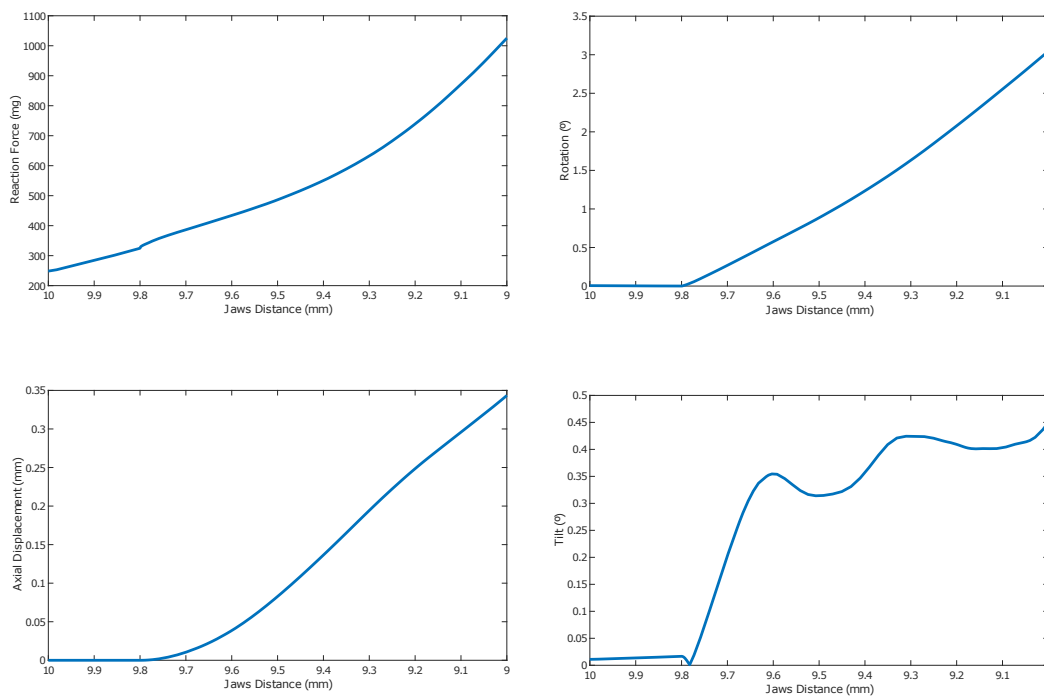


Figura 3.2: Fuerza de reacción, desplazamiento axial, rotación e inclinación durante el ensayo en la lente RayOne de Rayner.

En la Figura 3.2 se muestra la evolución de las variables a medida que el háptico se va comprimiendo. Se observa que tanto la rotación como la inclinación de la óptica varían muy poco, sin embargo, el desplazamiento axial toma valores altos (los valores admisibles para estas variables podrían ser de 0.20 mm para el desplazamiento axial, 6.00 grados para la rotación y 0.50 grados para la inclinación). Por ello, de cara a diseños posteriores de este tipo de háptico deberá tener en cuenta este desplazamiento axial en la posición efectiva de la lente (PEL).

### 3.1.1. Respuesta viscohiperelástica

Una vez caracterizada la respuesta viscoelástica del material, se ha prodecido a estudiar como varía la fuerza de compresión con el tiempo. La lente RayOne se ha simulado a compresión siguiendo la norma ISO 11979-3:2012, manteniendo las mordazas completamente cerradas a un diámetro de compresión de 9 mm durante 100 segundos para observar cómo se comporta la lente (ver Figura 3.3). Para este cálculo se han utilizado los parámetros de la serie de Prony calculados en la caracterización del material del material húmedo (se pueden encontrar en la Figura 2.3).

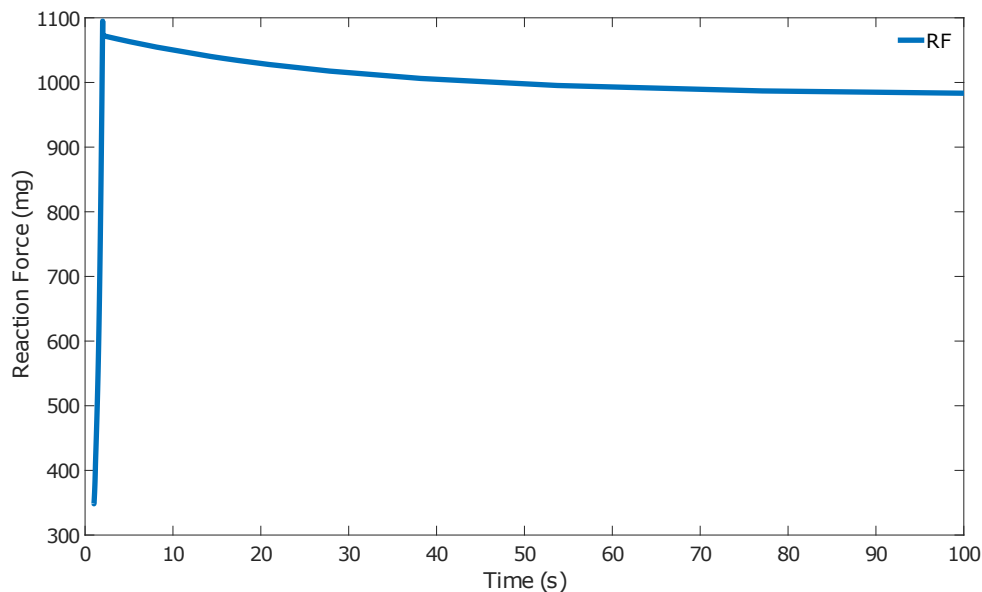


Figura 3.3: Relajación de la fuerza de compresión manteniendo el diámetro entre mordazas a 9 mm durante 100 segundos.

La caída de fuerza que se produce es muy similar a la obtenida en la caracterización del material, en este caso es del 21 %.

## 3.2. Análisis paramétrico

El análisis de diseño de experimentos se ha realizado de la siguiente manera. En primer lugar, se ha realizado un screening de las lentes que han llegado a comprimirse hasta 9.00 y 10.00 mm, observando los factores más influyentes para ambos casos. Una vez obtenido los primeros análisis del diseño con el screening realizado, se han analizado la influencia de los parámetros en las variables objeto de este estudio.

Como se ha comentado anteriormente, en primer lugar, se grafica el resultado final de las 216 configuraciones de hápticos analizadas (ver Figura 3.4). Se han dividido los modelos en tres grupos: los que son estables comprimiendo la lente hasta un diámetro entre mordazas de 9.25 mm (color azul), los que lo son hasta 9.50 mm (color naranja) y los que lo son hasta 10.00 mm (color verde). Se puede observar que los mejores resultados se obtienen para una compresión de diámetro mayor de 9.50 mm (verdes), con un bajo desplazamiento axial e inclinación; sin embargo, el rango de compresión de estas lentes es pequeño.

Muchas de lentes que se llegan a comprimir hasta un diámetro de 9.25 mm (naranjas), presentan un resultado similar si son analizadas a diámetros de compresión más grandes (evaluándolas en el mismo estado que las verdes). Lo que se diferencia de las anteriores, es que su cálculo sigue convergiendo y encontrando situaciones de equilibrio en vez de finalizarse, y por ende, presentan peores resultados.

Las lentes que llegan a comprimirse hasta un diámetro de compresión de 9.00 mm también presentan un bajo desplazamiento axial aunque la inclinación es ligeramente mayor que para las lentes analizadas a un diámetro mayor de 9.50 mm (para el mismo diámetro de compresión, los resultados son similares y aceptables). Sobre estas últimas geometrías, se enfocará el análisis de influencia de los parámetros, al ser las que mayor rango de compresión y mejor comportamiento biomecánico presentan.

Como ejemplo, para comprender mejor la respuesta biomecánica de estas lentes se muestra la respuesta de dos de ellas, una en la que el análisis no llega a converger (estaría dentro del grupo naranja) (ver Figura a) 3.5) y que da lugar a valores de variables muy elevados (principalmente desplazamiento axial e inclinación) y otra más flexible que tiene un comportamiento óptimo (grupo azul) (ver Figura b) 3.5).



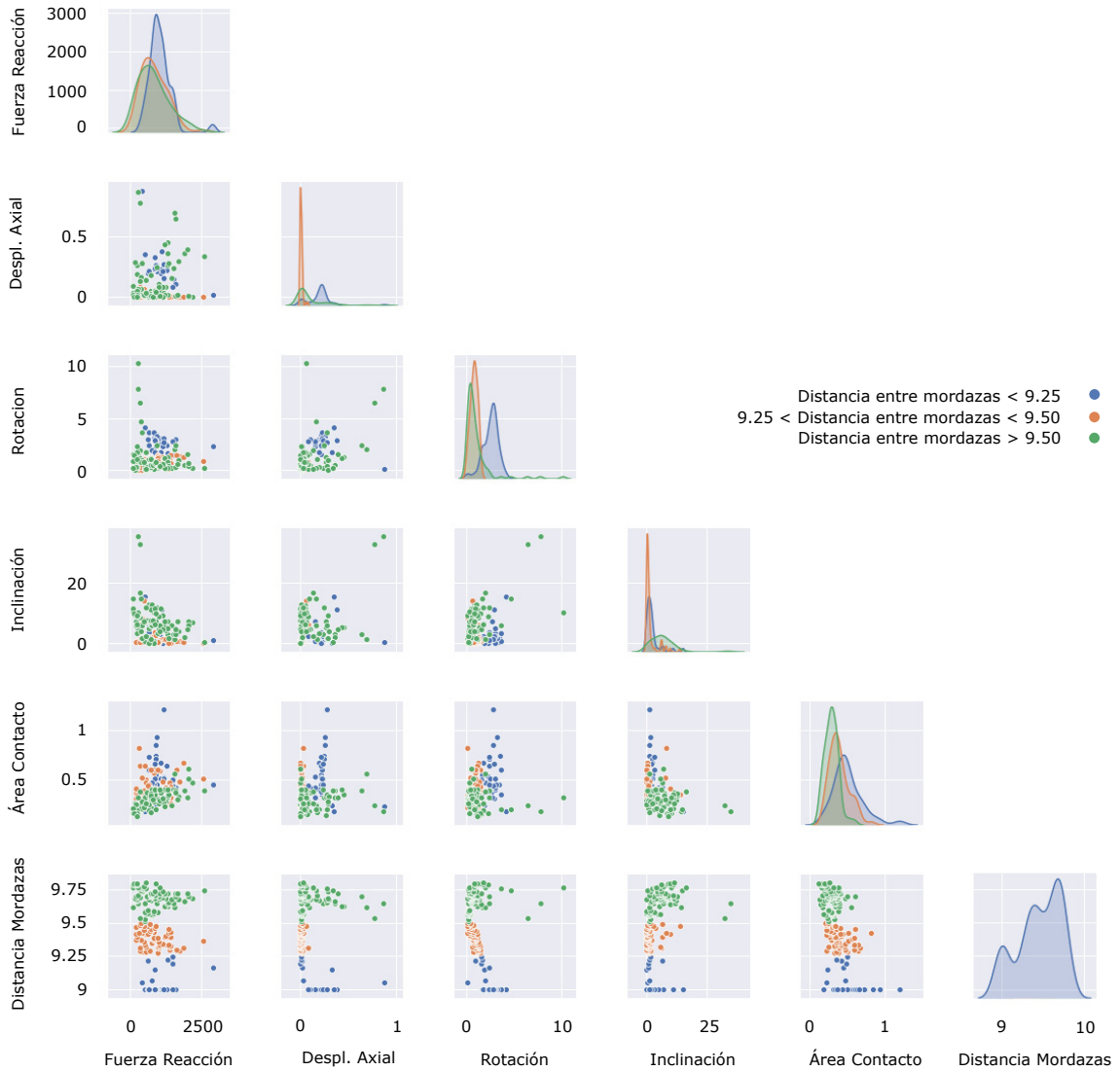


Figura 3.4: Resultados de los 216 modelos de hápticos analizados.

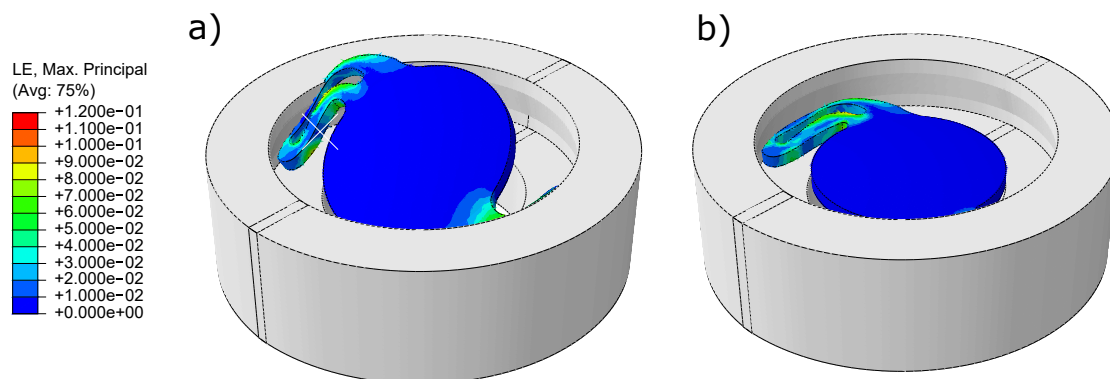


Figura 3.5: Configuración deformada de la lente en función de la geometría del háptico. a) Diseño inestable. b) Diseño óptimo. Se ha visto que si se mezclan diseños 'rígidos' en el plano -XY y diseños 'flexibles' en el plano sagital (espesores pequeños), las lentes presentan un mal comportamiento. En este caso, en el diseño a), las variables del plano sagital (espesores) son muy pequeñas.

De las 216 geometrías analizadas, 29 diseños no han llegado a converger hasta un diámetro de compresión de 10 mm, es decir, no cumplirían los estándares de la norma. Por otro lado, 29 diseños llegan a comprimirse hasta un diámetro de 9.00 mm.

La Figura 3.6 muestra el porcentaje de cada parámetro de las lentes que no han llegado a comprimirse hasta 10.00 mm. Como se puede observar, la mayoría de lentes tienen un valor de 0.25 de radio de apertura y 2.7 de comienzo de entroque (70%), así como 0.3 de espesor (85%).

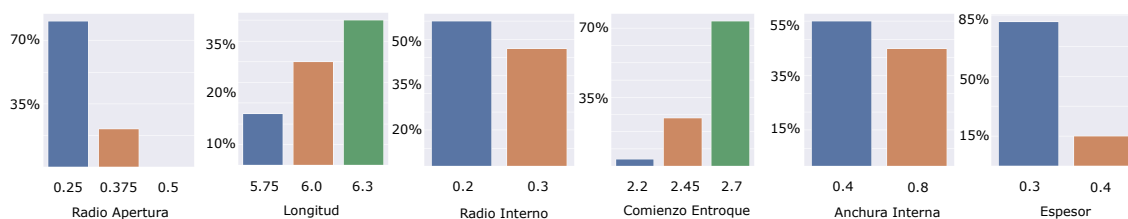


Figura 3.6: Diagrama de barras. Número de configuraciones con análisis fallidos en función de los valores de los parámetros.

Por otra parte, la Figura 3.7 muestra el porcentaje de cada parámetro de las lentes que se han comprimido hasta 9.00 mm. Como se puede observar, la mayoría de lentes tienen un valor de 0.5 de radio de apertura y 2.2 de comienzo de entroque (70%), así como 0.4 de espesor (85%).

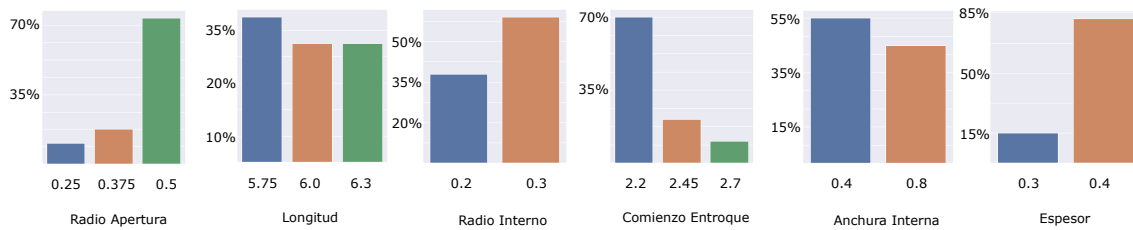


Figura 3.7: Diagrama de barras. Número de configuraciones con análisis completos en función de los valores de los parámetros.

Una vez obtenido el feedback del screening realizado, se ha analizado la influencia de los efectos principales y de la interacción entre las variables. Para ello, se representa la matriz de correlación de Pearson para valorar la influencia de los distintos parámetros en la estabilidad biomecánica de la lente. Las dos matrices que se han realizado son, en primer lugar la de las configuraciones que completan el análisis hasta un cierre de mordazas de 9.00 mm y en segundo lugar, las que se han comprimido hasta una distancia entre mordazas de 9.50 mm. Ambas matrices se pueden observar en la Figura 3.8 y 3.9 respectivamente.

En la Figura 3.8 para una compresión de 9 mm, se observa que las correlaciones más fuertes se producen con el parámetro comienzo de entronque. Antes se había comentado que el nivel alto del comienzo de entronque provocaba que muchos casos no convergieran, y aquí se comprueba que tiene una relación directa con la fuerza de reacción. Sin embargo, también es notable que cuando se aumenta el valor de dicho parámetro, se reduce el desplazamiento axial, y ligeramente la rotación y la inclinación. También se ven relaciones, aunque menos significativas, en otros parámetros como el radio de apertura con la inclinación, la longitud con la inclinación o la anchura interna con el área de contacto.

En cuanto a las variables analizadas, la fuerza de reacción se ve afectada principalmente por el CE y en menor medida por el espesor. A mayor CE y espesor, la fuerza de reacción es mayor. El desplazamiento axial también se ve influenciado por el CE y ligeramente por la longitud y radio interno. A mayor CE, menor desplazamiento axial. Por el contrario, a mayor longitud y radio interno, mayor desplazamiento axial. Respecto a la rotación, el parámetro que más afecta es la longitud y de manera más suave y de forma contraria el radio interno. Para la inclinación de la LIO, la relación más notable es con el radio de apertura; ya que para radios mayores, la inclinación disminuye. Por último, el área de contacto tiene una relación directa con la longitud y radio de apertura, e indirecta con la anchura interna.

Por otro lado, se analiza el resultado de todas las lentes (114 de los 216 posibles) que se han comprimido hasta 9.50 mm (ver Figura 3.9). El parámetro que más afecta es el comienzo de entronque, seguido de la longitud, el espesor y la anchura interna.

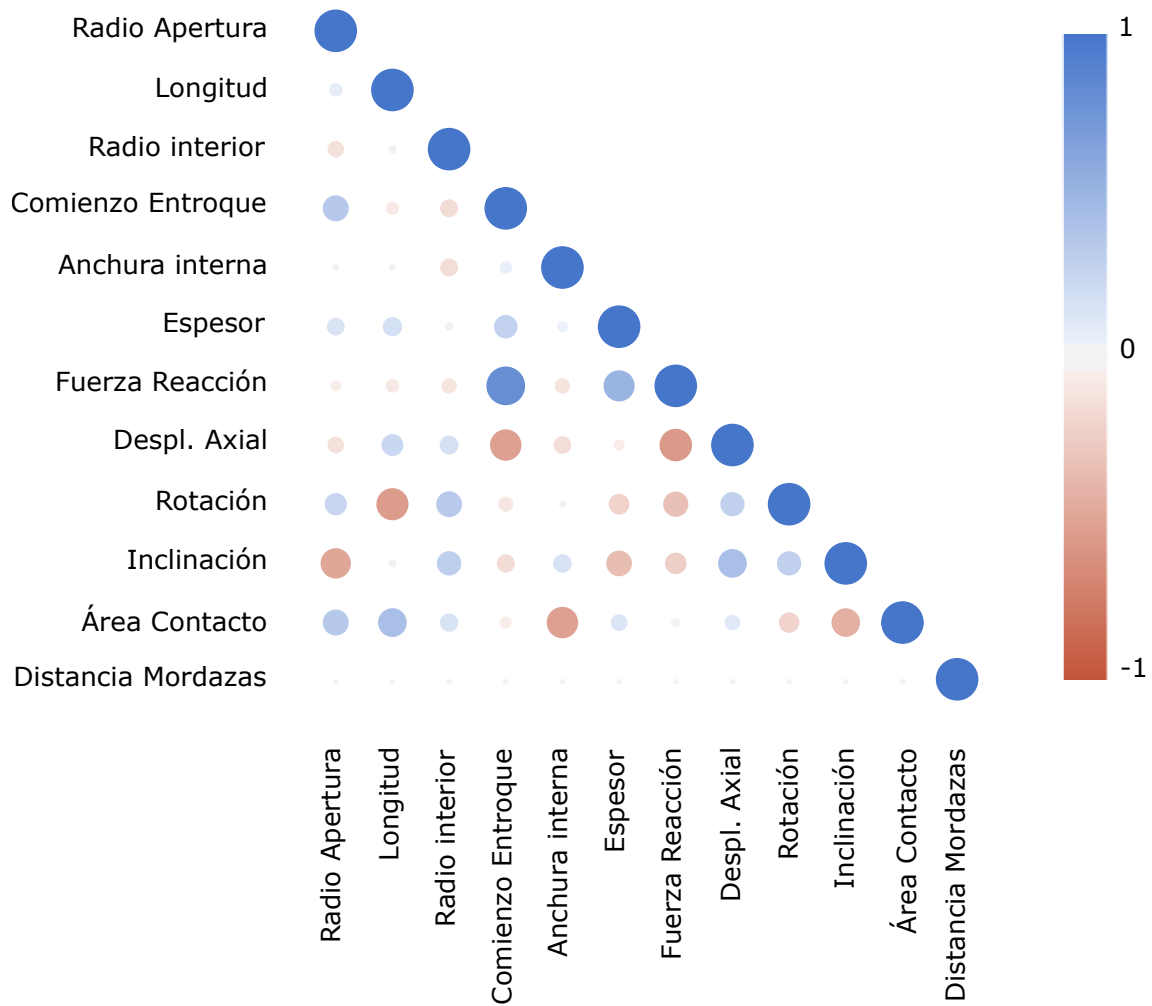


Figura 3.8: Matriz de correlación de Pearson para una distancia entre mordazas de 9 mm.

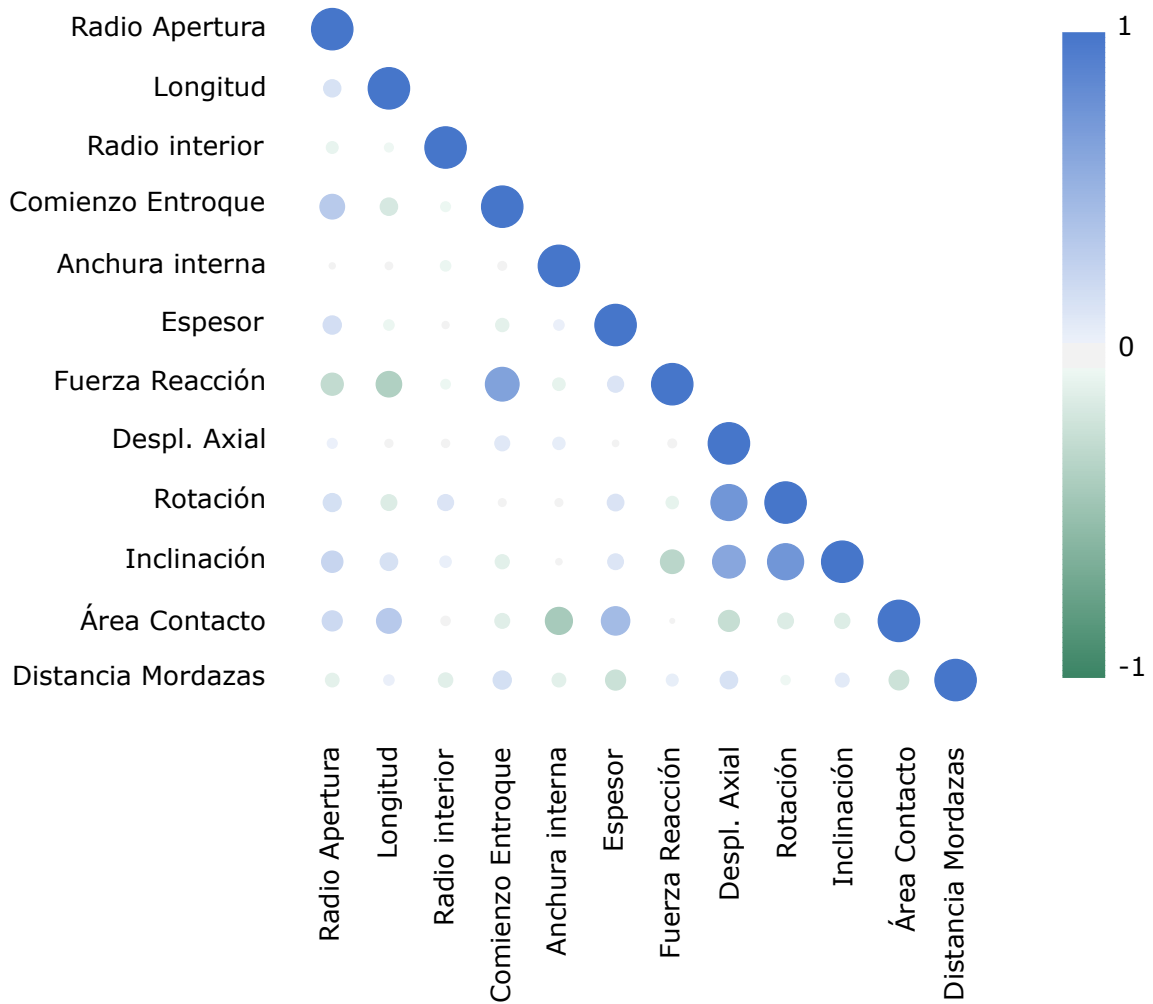


Figura 3.9: Matriz de correlación de Pearson para una distancia entre mordazas de 9.50 mm.

En cuanto a las variables analizadas se ha observado el mismo patrón que para el caso anterior. La fuerza de reacción está influenciado por el CE, el radio de apertura y la longitud. El área de contacto se ve afectada por el espesor, la longitud y la anchura interna. Por último, en la inclinación aunque sus relaciones no sean especialmente fuertes, es la variable que se ha de intentar reducir en las lentes con háptico Plate Loop; por lo que cabe destacar una relación directa con el radio de apertura.

### 3.3. Respuesta de las lentes óptimas

En este apartado se han seleccionado cuatro configuraciones de háptico que dan lugar a un comportamiento estable de la lente, es decir que las variables desplazamiento axial, rotación e inclinación toman valores bajos, garantizando una adecuada calidad óptica.

En la Figura 3.5 se muestran las cuatro lentes seleccionadas junto a una lente rígida (#164) con un mal comportamiento. La geometría de estas lentes se superpone con la de la lente #115 en gris, ya que es la que hemos considerado como diseño óptimo.

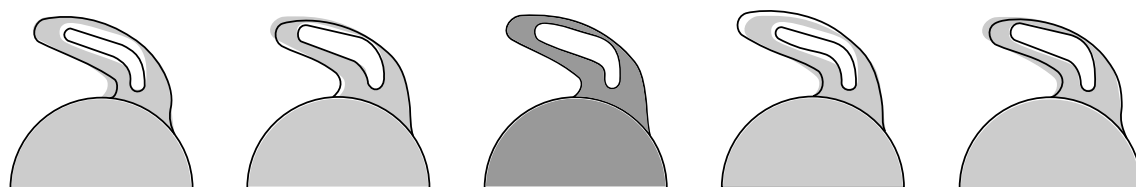


Figura 3.10: Geometrías de las configuraciones a) #97, b) #168, c) #115 d) #198 y e) #164. Se muestra en todos los casos la LIO #115 en color gris para observar la diferencia entre las geometrías.

En la Tabla 3.1 se recoge el valor de variables en las configuraciones que finalmente se han seleccionado por su correcto comportamiento. La configuración (#198), completa el análisis llegando a un diámetro de cierre de 9 mm es la que mayor desplazamiento axial y rotación presenta de las cuatro, aunque son valores admisibles.

En la Figura 3.11 se representa la evolución de las variables en función de la distancia entre mordazas.

		#97	#168	#115	#198
Parámetros	Radio Apertura	0.38	0.50	0.38	0.50
	Longitud	6.00	5.75	6.00	6.30
	Radio Interno	0.20	0.30	0.30	0.20
	Comienzo Entroque	2.20	2.70	2.45	2.45
	Anchura Interna	0.40	0.80	0.80	0.40
	Espesor	0.30	0.40	0.30	0.40
Resultados	Fuerza de Reacción	716.50	1421.40	1398.10	1266.10
	Desplazamiento Axial	0.00	0.00	0.00	0.22
	Rotación	0.46	0.69	1.15	2.41
	Inclinación	0.04	0.12	0.36	0.34
	Área de Contacto	0.60	0.32	0.47	0.63
	Distancia entre mordazas	9.45	9.43	9.30	9.00

Tabla 3.1: Parámetros y resultados de varias configuraciones analizadas con un comportamiento estable.

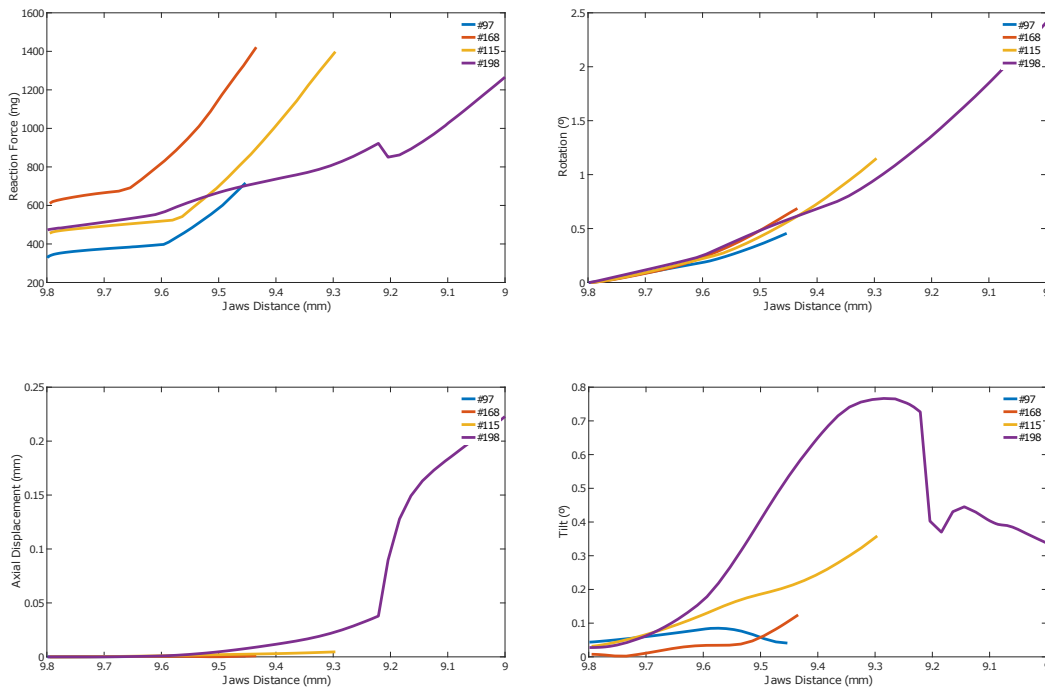


Figura 3.11: Inclinación, rotación y desplazamiento axial de las cuatro configuraciones seleccionadas.

Se observa que las lentes #97, #168 y #115; que son un poco más rígidas que

la #198, la fuerza de reacción incrementa con mayor pendiente.

Se observa también un claro cambio de tendencia en la lente #198 a una distancia entre mordazas de 9.20 mm que se debe a un levantamiento prácticamente instantáneo de la lente (gran aumento del desplazamiento axial), concluyendo que estas lentes no deben ser colocadas en sacos con diámetros inferiores a 9.50 mm.



# Capítulo 4

## CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

En este capítulo se van a mostrar las conclusiones obtenidas del presente trabajo fin de grado. Por último, se indicarán las posibles líneas de investigación que se podrían llevar a cabo para continuar con el análisis de las lentes Plate Loop.

### 4.1. Conclusiones

Se ha seguido una metodología numérica<sup>8</sup> que permite analizar a nivel de diseño la respuesta de las lentes una vez colocadas en el saco capsular, siguiendo la norma ISO ISO 11979-3:2012.<sup>13</sup> Esta metodología se ha aplicado a la lente comercial RayOne (Rayner) y se ha observado que da lugar a una buena respuesta biomecánica. Para sacos pequeños, la lente puede producir desplazamiento axial, pero no tiende a inclinarse ni a rotar.

En un segundo paso, se ha parametrizado el diseño de hápticos de la lente RayOne con seis factores para optimizar la geometría. Los parámetros que más influyen en la estabilidad de la lente son el comienzo de entroque, el radio de apertura, la longitud y el espesor. Cabe mencionar que en la elección de valores de distintos parámetros se llega a un conflicto entre la estabilidad biomecánica y un mejor comportamiento (desplazamiento axial, rotación e inclinación). A partir de esto se puede decir que hay que observar los resultados con una visión amplia en todos y cada uno de los análisis, ya que se van a encontrar diferentes decisiones de diseño que tomar y habrá que hacerlo en función de las distintas necesidades observadas.

Si se analizan las variables independientemente, se observan las siguientes relaciones con los parámetros: fuerza de reacción y desplazamiento axial con comienzo de entroque, rotación con longitud, inclinación con radio de apertura, espesor con desplazamiento axial y área de contacto con anchura interna. De todas estas relaciones habrá que controlar principalmente la de la fuerza de reacción con el

comienzo de entroque, ya que puede ser la principal causa por la que este parámetro influya en la manera comentada en el capítulo anterior en la estabilidad de la lente. También habrá que observar la respectiva a la inclinación con el radio de apertura ya que se ha observado que en este tipo de hápticos se observa una inclinación importante si se compara con otros modelos.

Además, se observa que la inclinación no tiene una fuerte correlación con ningún parámetro, tan solo tiene una relación significativa con el radio de apertura (Figura 3.8). Esto sugiere que va a ser difícil controlar esta variable con los parámetros propuestos, siendo la variable más restrictiva para un buen comportamiento para estas lentes con háptico Plate Loop.

En cuanto a comparaciones con otras lentes, con háptico C-Loop y Plate,<sup>23</sup> se ha comprobado que las C-Loop con diseños óptimos tienen mejor comportamiento, los hápticos Plate Loop dan lugar a menor rotación y desplazamiento axial; sin embargo la inclinación es ligeramente superior.

Para concluir, las LIOs con háptico Plate Loop son significativamente más rígidas que las C-Loop, pero se pueden encontrar diseños un poco más flexibles que den lugar a lentes estables en sacos pequeños. Los parámetros de comienzo de entroque y radio de apertura son los que más flexibilizan el háptico con los valores máximo y mínimo de cada parámetro definidos en este trabajo.

## 4.2. Líneas futuras

Después de observar los resultados obtenidos y las conclusiones a las que se ha llegado, se han podido abrir ciertas líneas de investigación futuras para las lentes Plate Loop. Estas líneas podrían ser las siguientes:

- Se ha comprobado que el efecto de la ranura central en la parametrización no ha sido significativamente relevante, por lo que, una posible línea de investigación sería, el diseño de un modelo suprimiendo la ranura central y otros en los que la forma de dicha ranura cambiara completamente, pudiendo ser recto, circular, estrechando más los extremos, etc. Así se podrían comparar los resultados de todas las configuraciones para comprobar qué ventajas y desventajas tiene cada diseño.
- Como las lentes con hápticos Plate Loop son especialmente rígidas, es posible que el material de su fabricación sea más flexible que el que le hemos aportado. Se podría modelar con un material más flexible.
- Después de realizar el análisis numérico, el siguiente paso sería fabricar los diseños óptimos elegidos y analizarlos experimentalmente mediante la norma

ISO 11979-3:2012; pudiendo así comparar los resultados simulados con los experimentales y comprobar la exactitud de estos.

- Realizar una comparación más completa entre las lentes C-Loop, Plate y Plate Loop, tanto para estudios paramétricos como el realizado en este TFG como en un estudio de las lentes seleccionadas en cada una de las configuraciones.
- Por último cabría mencionar la posibilidad de ensayar el comportamiento de las lentes óptimas en el saco capsular, en primer lugar numéricamente y si los resultados son apropiados, experimentalmente.



# Bibliografía

- [1] *Action plan for the prevention of avoidable blindness and visual impairment : 2009-2013*. World Health Organization, Geneve, 2010.
- [2] M.C. Pérez-Fuentes, M.M. Molero, I. Mercader, F.J. Soler Flores, A. Barragán, Y. Calzadilla, and J.J. Gázquez. Salud percibida y salud real: prevalencia en las personas mayores de 60 años. *Enfermería Universitaria*, 12(2):56–62, apr 2015.
- [3] M.J. Capella and E. Barraquer. Estudio comparativo entre cirugía de catarata por microincisión coaxial y facoemulsificación estándar. *Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología*, 85(8):268–273, aug 2010.
- [4] Surgical operations and procedures statistics. *eurostat*, November 2019.
- [5] D Calladine, JR Evans, S Shah, and M Leyland. Multifocal versus monofocal intraocular lenses after cataract extraction. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (9), 2012.
- [6] HS Ong and BDS Allan. Accommodative intraocular lens versus standard monofocal intraocular lens implantation in cataract surgery. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (2), 2012.
- [7] Jens Einighammer, Theo Oltrup, Thomas Bende, and Benedikt Jean. The individual virtual eye: a computer model for advanced intraocular lens calculation. *Journal of Optometry*, 2(2):70–82, 2009.
- [8] I. Cabeza-Gil, M. Á. Ariza-Gracia, L. Remón, and B. Calvo. Systematic study on the biomechanical stability of c-loop intraocular lenses: Approach to an optimal design of the haptics. *Annals of Biomedical Engineering*, 48(4):1127–1136, dec 2019.

- [9] Nienke Visser, Noël J.C. Bauer, and Rudy M.M.A. Nuijts. Toric intraocular lenses: Historical overview, patient selection, IOL calculation, surgical techniques, clinical outcomes, and complications. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 39(4):624–637, apr 2013.
- [10] Xiaojian Zhong, Erping Long, Wan Chen, Wu Xiang, Zhaochuan Liu, Hui Chen, Jingjing Chen, Zhuoling Lin, Haotian Lin, and Weirong Chen. Comparisons of the in-the-bag stabilities of single-piece and three-piece intraocular lenses for age-related cataract patients: a randomized controlled trial. *BMC Ophthalmology*, 16(1), jul 2016.
- [11] Roberto Bellucci. An introduction to intraocular lenses: Material, optics, haptics, design and aberration. In *Cataract*, pages 38–55. S. KARGER AG, 2013.
- [12] Oliver Findl. Intraocular lens materials and design.
- [13] Ophthalmic implants — intraocular lenses — part 3: Mechanical properties and test methods. Standard, International Organization for Standardization, Geneva, CH, March 2012.
- [14] Claudette Abela-Formanek, Michael Amon, Gebtraud Schild, Jörg Schauersberger, Georg Heinze, and Andreas Kruger. Uveal and capsular biocompatibility of hydrophilic acrylic, hydrophobic acrylic, and silicone intraocular lenses. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 28(1):50–61, jan 2002.
- [15] Quirino Estrada, Dariusz Szwedowicz, Tadeusz Majewski, Jorge Bedolla, Claudia Cortes, and Eladio Martinez. Procedimiento numérico para el modelado de materiales hiperelásticos sometidos a tensión. 09 2013.
- [16] Raide González-Carbonell, E. García, Jorge Moya Rodríguez, and Kirenia González. Hyperelastic material models for the analysis of elastomers by using fem. 12, 09 2009.
- [17] Miguel Moreno, Carlos Plazaola, Guadalupe González, Mayteé Zambrano, and Carmenza Spadafora. Revisión de modelos hiperelásticos utilizados en tejidos. *KnE Engineering*, 3(1):100, feb 2018.
- [18] Beomkeun Kim, Seong Beom Lee, Jayone Lee, Sehyun Cho, Hyungmin Park, Sanghoon Yeom, and Sung Han Park. A comparison among neo-hookean model, mooney-rivlin model, and ogden model for chloroprene rubber. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 13(5):759–764, may 2012.

- 
- [19] Karlsson Hibbitt and Sorensen. Abaqus: Theory manual. *Providence, R.I.*, 1992.
- [20] Karol Miller and Kiyoyuki Chinzei. Mechanical properties of brain tissue in tension. *Journal of Biomechanics*, 35(4):483–490, apr 2002.
- [21] Yifeng Wu, Hao Wang, and Aiqun Li. Parameter identification methods for hyperelastic and hyper-viscoelastic models. *Applied Sciences*, 6:386, 11 2016.
- [22] Jérica Ramirez Paroño, Isabela Mariaka, and Juan Ramírez. Caracterización de propiedades mecánicas mediante análisis inverso del método de los elementos finitos combinado con ensayo de indentación. *DYNA*, 80(179):126–133, 2013.
- [23] Iulen Cabeza Gil, María Begoña Calvo Calzada, and Laura Remón Martín. Análisis numérico de la estabilidad biomecánica de lentes intraoculares. 2017.
- [24] Ana Vercher Martínez. *Mejora de los elementos de transición en XFEM aplicado a Mecánica de la Fractura Elástica Lineal*. PhD thesis.
- [25] W. G. Hunter G. E. Box. *Estadística para investigadores*. Reverte, 2018.
- [26] Rayner. Rayone aspheric marketing materials.