



UNIVERSIDAD  
**NACIONAL**  
DE COLOMBIA

# **Influencia de los movimientos oculares en la biomecánica de la cabeza del nervio óptico**

**Ing. Juan David Alarcón Castiblanco**

Universidad Nacional de Colombia  
Facultad de Ingeniería, Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica  
Bogotá D.C., Colombia  
2022

# **Influencia de los movimientos oculares en la biomecánica de la cabeza del nervio óptico**

**Ing. Juan David Alarcón Castiblanco**

Tesis o trabajo de grado presentada(o) como requisito parcial para optar al título de:  
**Magíster en Ingeniería Mecánica**

Director:

Dr.-Ing. Carlos Julio Cortés Rodríguez

Co-director:

PhD.-Ing. Óscar Libardo Rodríguez

Línea de Investigación:

Biomecánica computacional

Grupo de Investigación:

Grupo de Investigación en Biomecánica, GIBM-UN

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Ingeniería

Bogotá, Colombia

2022

La duda es uno de los nombres de la inteligencia.

*Jorge Luis Borges*

## **Agradecimientos**

Este ha sido un trabajo de largo aliento y, por eso, muchas personas han contribuido de una u otra manera. Agradezco a mi familia, a mis padres German y Magda, por su apoyo siempre, a mis hermanas, Camila y Juliana y a mis sobrinas, Nicol y María José, espero que este trabajo las inspire en un futuro. También al resto de mi familia: mi tía, mis primas, mi cuñado y todos los que han estado pendientes; a mis amigos y compañeros que tampoco me han dejado bajar los brazos.

Asimismo, agradecer a la Universidad Nacional de Colombia, concretamente a todos en el grupo de investigación en biomecánica, en cabeza del profesor Carlos Juio Cortes, mi director, por su apoyo y paciencia, Oscar Rodríguez, co-director y apoyo importante en este último tiempo, Diana Muñoz, con quien inicié el trabajo en esta área hace ya unos años, y que ha sido un apoyo imprescindible no solo en temas médicos.

Dedicado a mis abuelos Miguel y Carmen, que no pudieron ver el final de este proceso, así como Alfonso Y Teresa. A ellos gracias.

A Dios gracias por permitirme llegar hasta acá, tan bien acompañado por familia y amigos.

# Resumen

## **Influencia de los movimientos oculares en la biomecánica de la cabeza del nervio óptico**

El ojo, como órgano de la visión, tiene en su interior tejidos nerviosos muy frágiles que, al ser dañados, pueden derivar en trastornos graves en la visión. Dada la imposibilidad de realizar ensayos invasivos sobre estos tejidos, se ha acudido en los últimos años a la modelación en computador y la simulación usando métodos numéricos. Distintos autores han estudiado la influencia de una elevada presión intraocular como principal determinante mecánico que podría dañar estos tejidos. Sin embargo, existen otros factores que podrían afectar estos tejidos, como los movimientos oculares, en los que se profundiza en este trabajo. Se compara la influencia que tienen estos movimientos con respecto a la que ejerce la presión intraocular (PIO), usando un modelo tridimensional ajustado a la anatomía, y los elementos finitos. Se obtuvo como resultado que, en el movimiento de abducción para el tejido nervioso prelaminar y la retina peripapilar, el valor de la deformación principal máxima y mínima se duplica, si se compara con los valores normales (PIO 15 mmHg). Asimismo, para el tejido nervioso prelaminar el valor de esfuerzo y deformación tangencial en el plano del movimiento es noventa veces mayor con respecto al estado normal, y en la lamina cribosa este valor es 18 veces mayor.

**Palabras clave:** biomecánica, movimientos oculares, nervio óptico, ojo, análisis por elementos finitos.

# Abstract

## **Influence of the ocular movements on the biomechanics of th optic nerve head**

The eye, as the vision organ, contains fragile nervous tissues, and if they get injured, it could generate serious troubles in the vision. Considering the impossibility to carry on test on these tissues, the modelling and studies on computer using numerical methods have emerged in the last years as an alternative. In this work we explore the influence of the eye movements on the optic nerve head biomechanics. We compare the impact these movements of the eye have regarding the one that have the intraocular pression (IOP), using an anatomical-fitting tridimensional model of the eye and a finite element software. We get that the maximum and minimum principal deformation increase two times when we have an  $12^\circ$  abduction movement, compared with the normal state (IOP 15 mmHg) in the prelaminar neural tissue and the peripapillary retina; and we have ninety times the value of shear stress and strain on the movement plane, making the same comparission, regarding the prelaminar neural tissue; and in the lamina cribosa this value is eighteen times greater.

**Keywords:** biomechanics, eye, finite element method, optic nerve head, eye movements.

# Índice general

<b>Agradecimientos</b>	<b>4</b>
<b>Resumen</b>	<b>5</b>
<b>Abstract</b>	<b>6</b>
<b>Contenido</b>	<b>8</b>
<b>Lista de abreviaturas</b>	<b>9</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>13</b>
1.1. Estado del conocimiento	13
1.1.1. Fisiología del ojo	13
1.1.2. Cargas que afectan los tejidos del ojo	18
1.1.3. Esfuerzos y deformaciones	19
1.1.4. Implicaciones de los esfuerzos y deformaciones sobre la cabeza del nervio óptico	19
1.1.5. Método de los elementos finitos	20
1.1.6. Modelos de materiales hiperelásticos	24
1.1.7. Modelos computacionales del ojo	25
1.2. Justificación	28
1.3. Definición del problema	28
1.4. Objetivos	28
1.4.1. Objetivo General	28
1.4.2. Objetivos Específicos	28
<b>2. Métodos</b>	<b>30</b>
2.1. Resumen	30
2.2. Metodología	30
2.3. Geometría	31
2.4. Cargas y condiciones de contorno	32
2.5. Propiedades de los materiales	32
2.5.1. Espacio subaracnoideo	32
2.6. Mallado y detalles de la simulación	35

<b>3. Resultados y discusión</b>	<b>39</b>
3.1. Resumen	39
3.2. Esfuerzos y deformaciones en la CNO a una PIO normal	40
3.3. Esfuerzos y deformaciones en la CNO a una PIO elevada	40
3.4. Esfuerzos y deformaciones en la CNO en movimientos oculares horizontales	41
3.4.1. Esfuerzos en la CNO debido a los movimientos oculares horizontales	41
3.4.2. Deformaciones en la CNO debido a los movimientos oculares horizontales	42
3.5. Discusión	42
<b>4. Conclusiones</b>	<b>51</b>
Bibliografía	52
<b>A. Modelo sin SAS</b>	<b>I</b>
A.1. Comparación de modelo con SAS sólido o PLCR	I
<b>B. Gráficas de resultados adicionales</b>	<b>IV</b>
B.1. Gráficas de resultados para PIO 15 mmHg	IV
B.2. Gráficas de resultados para PIO 45 mmHg	IV
B.3. Gráficas de resultados para movimientos oculares de Aducción y abducción	IV

# Lista de abreviaturas

**ABD** Movimiento de abducción del ojo.

**ADD** Movimiento de aducción del ojo.

**CAD** Computer assisted design (diseño asistido por computador).

**CNO** Cabeza del nervio óptico.

**DM** Duramadre.

**FEM** Finite element method (método de los elementos finitos).

**LC** Lamina cribosa.

**mmHg** Milímetros de Mercurio (Hg), unidad de presión.

**MRI** Magnetic resonance imaging (Imágenes por resonancia magnética).

**OCT** Optic coherence tomography (método de los elementos finitos).

**Pa** Pascal(unidad de presión).

**PIA** Piamadre.

**PIO** Presión intraocular.

**PLCR** Presión del líquido cefalorraquídeo.

**POST** Tejido nervioso post-laminar.

**PPS** Peripallary sclera(esclera peripapilar).

**PRE** Tejido nervioso prelaminar.

**SAS** Subarchnoideal space (Espacio subaracnoideo).

# Lista de Tablas

- 2.1. Propiedades mecánicas de los tejidos . . . . . 32
- 2.2. Cantidad de elementos y nodos en cada modelo. . . . . 35
  
- 3.1. Comparación de los valores de esfuerzo tangencial  $xy$  . . . . . 43
- 3.2. Comparación de los valores de deformación tangencial  $xy$  . . . . . 44
- 3.3. Comparación de los valores de deformación principal máxima . . . . . 46
- 3.4. Comparación de los valores de deformación principal media . . . . . 47
- 3.5. Comparación de los valores de deformación principal mínima . . . . . 48
  
- A.1. Comparación de los valores de deformación máxima principal . . . . . II

# Índice de figuras

1.1.1. Anatomía general del ojo (Adaptado de [Kels et al., 2015]) . . . . .	12
1.1.2. Anatomía de la cabeza del nervio óptico (tomado de [Weinreb et al., 2014]) . . . . .	15
1.1.3. FEM. Representación de la división de un dominio para un caso de esfuerzo plano. Adaptado de [Zienkiewicz and Taylor, 2000] . . . . .	19
1.1.4. FEM. Función de forma $N_i$ para un elemento. Adaptado de [Zienkiewicz and Taylor, 2000] . . . . .	19
1.1.5. FEM. Dominio $\Omega$ y condición de frontera $\Gamma$ . Adaptado de [Zienkiewicz and Taylor, 2000] . . . . .	21
1.1.6. Modelo de Sigal, Tomado de [Sigal et al., 2004] . . . . .	24
2.2.1. Metodología seguida en el trabajo. . . . .	29
2.3.1. Geometría del modelo . . . . .	31
2.3.2. Detalle de la geometría del nervio óptico. Se muestra la división de algunos tejidos (PRE, LC, POST) en regiones central, medial, lateral 1 y lateral 2 . . . . .	33
2.3.3. Restricciones y simetría. En la parte externa, en blanco se simuló el hueso, que tiene una restricción total de movimiento. En azul se muestra el plano de simetría . . . . .	34
2.4.1. Cargas. En rojo se muestra la superficie, parte interna de la retina, la cornea y la cabeza del nervio óptico, donde se aplicó una presión para simular la PIO. . . . .	35
2.6.1. Mallado. Detalle del mallado en zona peripapilar, con SAS. . . . .	36
3.2.1. PIO 15 mmHG. Valores de deformaciones en todos los tejidos. . . . .	38
3.2.2. PIO 15 mmHG. Valores de esfuerzos en todos los tejidos. . . . .	39
3.3.1. PIO 45 mmHG. Valores de deformaciones en todos los tejidos. . . . .	40
3.3.2. PIO 45 mmHG. Valores de esfuerzos en todos los tejidos. . . . .	41
3.4.1. Comparación de los valores encontrados en los tejidos de CNO para el esfuerzo en sus tres direcciones en el sistema coordenado . . . . .	42
3.4.2. Comparación de los valores encontrados en los tejidos de CNO para el esfuerzo principal máximo, medio y mínimo . . . . .	43
3.4.3. Comparación de los valores encontrados en los tejidos de CNO para el esfuerzo tangencial en sus tres direcciones. . . . .	44
3.4.4. Mapas de color para la deformaciones principales, de arriba a abajo: máxima, mínima y media. La letra A indica modelo PIO 15 mmHG, la letra B indica estado no deformado para abducción a $12^\circ$ . . . . .	45
3.4.5. Comparación de los valores encontrados en los tejidos de CNO para la deformación principal máxima, media y mínima . . . . .	46
3.4.6. Comparación de los valores encontrados en los tejidos de CNO para la deformación en sus tres direcciones en el sistema coordenado . . . . .	47

3.4.7.Comparación de los valores encontrados en los tejidos de CNO para la deformación tangencial en sus tres direcciones . . . . .	48
A.0.1.Mallado. Detalle del mallado en zona peripapilar. . . . .	II
A.1.1.Valores de deformación principal máxima para la región prelaminar en sus tres secciones, C: central, M:medial , y L:lateral . . . . .	III
B.1.1.PIO 15 mmHG. Deformaciones en los tejidos de la CNO. . . . .	V
B.1.2.PIO 15 mmHG. Esfuerzos en los tejidos de la CNO. . . . .	VI
B.2.1.PIO 45 mmHG. Deformación en los tejidos de la CNO. . . . .	VII
B.2.2.Movimientos oculares. Esfuerzos principales en los tejidos de la CNO. . . . .	VIII
B.3.1.Aducción del ojo. Modelo deformado luego de simulación a 12 °. . . . .	IX
B.3.2.Movimientos oculares. Esfuerzos principales en los tejidos de la CNO. . . . .	X
B.3.3.Movimientos oculares. Esfuerzos normales en el espacio coordinado en los tejidos de la CNO. . . . .	XI
B.3.4.Movimientos oculares. Esfuerzos tangenciales en los tejidos de la CNO. . . . .	XII
B.3.5.Movimientos oculares. Deformaciones principales en los tejidos de la CNO. . . . .	XIII
B.3.6.Movimientos oculares. Deformaciones normales en el espacio coordinado en los tejidos de la CNO. . . . .	XIV
B.3.7.Movimientos oculares. Deformaciones tangenciales en los tejidos de la CNO. . . . .	XV

# Capítulo 1

## Introducción

El enfoque en la biomecánica del nervio óptico está dado por el interés que genera esta área en diferentes patologías cuyas hipótesis de causalidad aún no son claras, específicamente hablamos del glaucoma, la primera causa de ceguera irreversible en el mundo [Stamper, 1984]. Con este enfoque se han realizado múltiples estudios computacionales [Sigal et al., 2004], [Feola et al., 2016], [Wang et al., 2016], añadiéndose en cada nuevo estudio más detalles en cuanto a exactitud anatómica, propiedades de los tejidos, complejidad del modelo y condiciones de frontera.

El propósito de este trabajo es realizar una aproximación numérica a la biomecánica de la cabeza del nervio óptico, simulando el movimiento lateral del ojo humano para observar y determinar numéricamente la influencia de este movimiento en los diferentes tejidos en la cabeza del nervio óptico, obteniendo datos de esfuerzos y deformaciones.

En este sentido, se ha desarrollado un modelo que añade más detalles a los modelos anteriores que, con las limitaciones y simplificaciones propias, busca proponer discusiones entorno al problema de la biomecánica interna del ojo. En este trabajo se presentan la metodología y los resultados y discusión de esta aproximación.

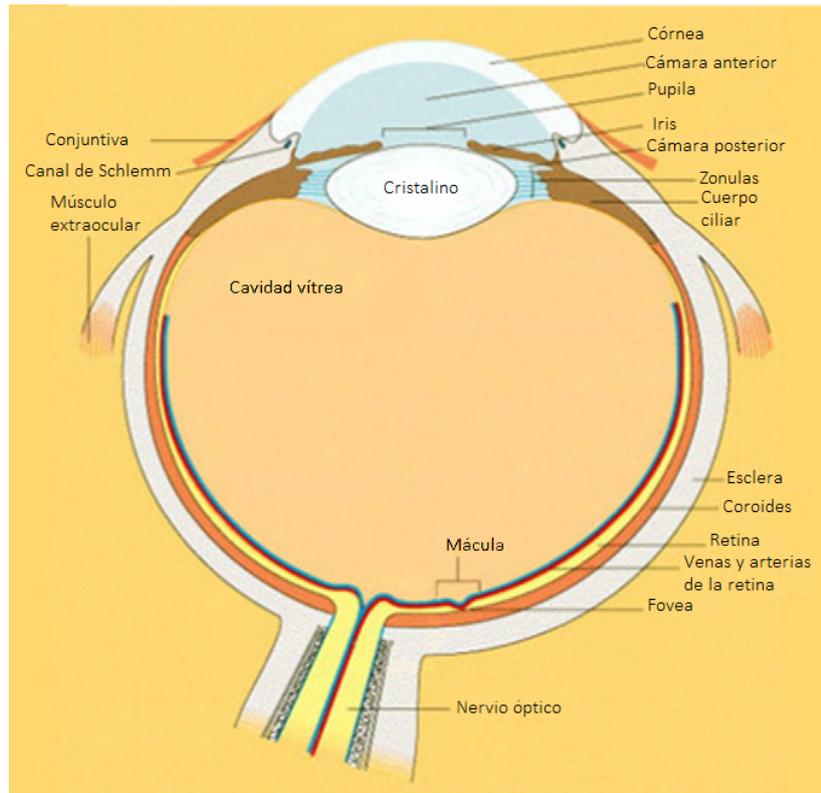
### 1.1. Estado del conocimiento

#### 1.1.1. Fisiología del ojo

El ojo humano es un órgano de alta complejidad cuya función es ser el receptor de la visión. Su función principal consiste en captar las señales lumínicas, que son posteriormente transformadas en estímulos eléctricos. Es un órgano *transductor*. Así, la córnea, el humor acuoso, cristalino y cuerpo vítreo (medios ópticos de difracción) modifican el trayecto de los rayos luminosos para enfocarlos sobre los fotorreceptores de la retina [Kels et al., 2015].

La córnea constituye la estructura anatómica más anterior del ojo; es transparente con un espesor de aproximadamente 0.5 mm en su centro y 1 mm en su región más periférica. Está compuesta por cinco estratos de tres capas celulares y dos capas no celulares a saber: epitelio anterior, membrana de Bowman, estroma corneana, membrana de Descemet, y el epitelio posterior.

El humor acuoso corresponde al líquido que se encuentra en las cámaras anterior y posterior. Es producido por los procesos ciliares en la cámara posterior y fluye hacia la cámara anterior donde es drenado a nivel del ángulo iridocorneal hacia la malla trabecular y el canal de Schlemm. Su drenaje se ve comprometido en pacientes bajo ciertas patologías, como es el caso del glaucoma [Ross and Pawlina, 2007].



**Figura 1.1.1:** Anatomía general del ojo (Adaptado de [Kels et al., 2015])

El cristalino por otra parte, es una estructura biconvexa transparente suspendida de la superficie interna del cuerpo ciliar por un anillo de fibras radiales llamado *Zónula de Zinn*, que tiene un papel fundamental en la acomodación para la visión lejana y cercana, así, la contracción y relajación del músculo ciliar modifica la tensión aplicada en dichas fibras radiales, lo cual a su vez altera el radio de curvatura del cristalino, de esta forma aumentando o disminuyendo la refracción de los rayos lumínicos.

Finalmente, la última estructura de refracción es el cuerpo vítreo, el cual se encuentra constituido por una sustancia gelatinosa transparente que llena la cámara vítrea. Aunque su poder de refracción es mucho menor, posee un papel como estructura amortiguadora que protege la retina durante los movimientos oculares y contribuye a mantener la forma del ojo llenando por completo el segmento posterior. El cuerpo vítreo está compuesto en un 99 % por agua pero contiene proteínas solubles, hialuronano, glucoproteínas, fibrillas colágenas escasas y vestigios de otras proteínas insolubles. El componente líquido del cuerpo vítreo se denomina humor vítreo [Ross and Pawlina, 2007].

De esta manera los estímulos lumínicos refractados por las estructuras anatómicas previamente mencionadas activan a los fotorreceptores de la retina, donde se produce una transducción de la luz en forma de potenciales de acción, que son transmitidos hacia la corteza visual del cerebro a través del nervio óptico.

Allí, en la corteza visual y, dado que los ojos son órganos pares, se envían al cerebro dos imágenes diferentes y superpuestas, las cuales se integran para dar origen a la sensación visual. De esta manera el movimiento sinérgico de los globos oculares permite la visión binocular, que a su vez nos permite

percibir la profundidad y la distancia para lograr una imagen tridimensional. La adecuada visión binocular, depende a su vez de mecanismos nerviosos complejos que coordinan, de manera sinérgica, los movimientos oculares para la superposición adecuada del campo visual.

Cada globo ocular mide alrededor de 25 mm de diámetro [Kels et al., 2015], se aloja dentro de la cavidad orbitaria donde una capa gruesa de tejido adiposo lo rodea y amortigua durante sus movimientos dentro de la órbita. Adicionalmente, se encuentra suspendido por medio de seis músculos extrínsecos que controlan su movimiento: los músculos extraoculares [Rogers, 2011], los cuales están a su vez coordinados por impulsos eléctricos provenientes del cerebro de manera que los ojos se muevan simétricamente alrededor de sus propios ejes centrales.

### **Túnicas del globo ocular**

Desde un punto de vista histológico y funcional se puede decir que la pared del globo ocular está compuesta por tres capas estructurales que se encuentran dispuestas de manera concéntrica. Así, el ojo humano posee tres túnicas: **túnica fibrosa**, **túnica vascular** y **túnica nerviosa**.

**Túnica fibrosa** Constituye la capa más externa del globo ocular, es también llamada esclero-córnea porque comprende la esclerótica (blanca y opaca) y la córnea (que es transparente) [Ross and Pawlina, 2007]. La córnea ocupa el sexto anterior del globo ocular y está en continuidad directa con la esclerótica compuesta por tejido conectivo denso, la cual constituye cinco sextos del ojo y rodea a las túnicas más internas del globo ocular (túnica vascular y nerviosa), excepto en la zona donde es perforada por el nervio óptico. Adicionalmente a la esclerótica se fijan los tendones de los músculos extraoculares para la génesis de los momentos por la contracción muscular y la subsecuente rotación del globo ocular.

**Túnica vascular** Es también conocida como úvea, constituye la túnica media en el ojo humano y comprende la coroides y el estroma del cuerpo ciliar y del iris. El iris es la porción más anterior de la túnica vascular, se ubica anterior al cristalino y funciona como un diafragma que regula la cantidad de luz que ingresa al globo ocular en su orificio central (la pupila). Posee principalmente dos músculos: el músculo constrictor y dilatador de la pupila, cuyas fibras musculares regulan el diámetro pupilar. [Ross and Pawlina, 2007]

El cuerpo ciliar, localizado entre el iris y la coroides constituye la porción engrosada de la túnica vascular. Posee alrededor de 6 mm de longitud desde el iris hasta la *ora serrata*, tiene aproximadamente 35 surcos que se encuentran en el límite anterior de la retina y la coroides. El tercio anterior del cuerpo ciliar da origen a los procesos ciliares, estructuras anatómicas donde se produce el humor acuoso.

Finalmente la coroides se encuentra localizada entre la esclerótica y la retina, es de color pardo posee un espesor aproximado de 0.25 mm en la parte posterior y de 0.1 mm en la región anterior [Ross and Pawlina, 2007]. Se encuentra constituida por dos capas: Coriocupilar la cual alberga a múltiples vasos sanguíneos que irrigan a la retina y a la esclerótica y la membrana de Bruch, la cual es una lámina amorfa y delgada que esta situada entre la coriocupilar y el epitelio pigmentario de la retina.

**Túnica nerviosa** Es la capa más interna de las tres túnicas del globo ocular, está constituida por dos capas básicas: La retina nerviosa o retina propiamente dicha, y la cual contiene los fotorreceptores y el epitelio pigmentado de la retina, la cual se adhiere a la túnica vascular por medio de la membrana de Bruch.

La Retina nerviosa o retina propiamente dicha a su vez esta compuesta por 10 capas que de externo a interno son [Rogers, 2011] :

- Epitelio pigmentario de la retina: No pertenece a la retina nerviosa sino que se asocia a ella.
- Capa de conos y bastones: contiene los segmentos interno y externo de las células fotorreceptoras.
- Membrana limitante externa: Constituye el límite de las células de Muller.
- Capa nuclear externa: contiene los somas de los conos y bastones.
- Capa plexiforme externa: En ella se hayan las prolongaciones de los conos, bastones, y de las células amacrinas y se encuentran las células amacrinas y las neuronas bipolares.
- Capa nuclear interna: Contiene los somas neuronales de las células bipolares, horizontales, amacrinas y células de Muller.
- Capa plexiforme interna: Contiene las prolongaciones y las sinapsis de las células bipolares, horizontales, amacrinas y células de Muller.
- Capa ganglionar: Contiene los somas de las células ganglionares.
- Capa de fibras del nervio óptico: Esta capa se encuentra conformada por prolongaciones de las células ganglionares, las cuales se dirigen hacia el nervio óptico para la formación de este, y posteriormente hacia afuera de la órbita con dirección al encéfalo.
- Membrana limitante interna: Compuesta por la membrana basal de las células de Muller.

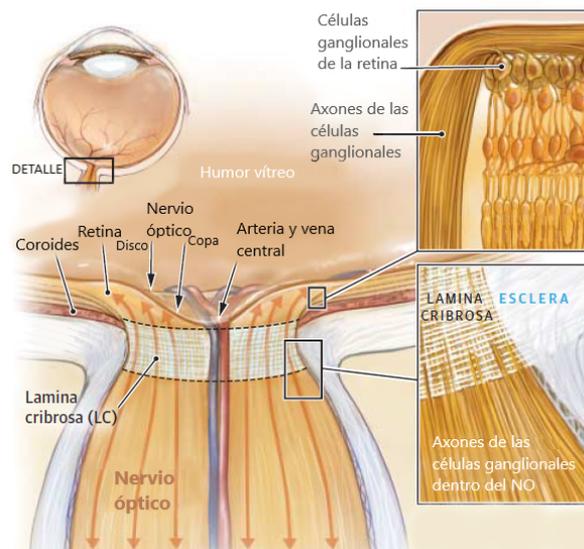
La retina posee un llamado punto ciego en el campo visual, el cual se denomina disco óptico o papila óptica. Dado que esta zona anatómica no contiene fotorreceptores, es un punto que carece de la capacidad de transducción del estímulo lumínico de donde se origina su nombre.

Finalmente, una zona especializada de la retina la constituye la fovea central, la cual es la zona dentro de la retina que contiene la mayor concentración de conos y bastones. En esta región anatómica (que es una depresión localizada a unos 3 mm de la papila óptica), no se encuentran las 10 capas típicas de la retina, sino que la capa de conos y bastones recibe directamente el estímulo de la luz, por lo cual es considerada como la zona de mayor agudeza visual dentro de todo el globo ocular [Rogers, 2011].

### **Anatomía del nervio óptico**

Aunque existen diferentes nervios en el cuerpo humano, el nervio óptico es el único recubierto por meninges (piamadre, aracnoides, duramadre), y por espacio subaracnoideo, lo que le confiere una característica biomecánica particular en comparación con los demás nervios del cuerpo humano. La longitud del nervio óptico es de aproximadamente 35 a 55 mm, midiendo desde el disco óptico hasta el quiasma, y varía de manera importante entre individuos, e incluso entre dos ojos de una mismo individuo. El nervio óptico puede ser dividido en las siguientes cuatro partes:

1. Cabeza del nervio óptico (parte intraocular, mide aproximadamente 1 mm).



**Figura 1.1.2:** Anatomía de la cabeza del nervio óptico (tomado de [Weinreb et al., 2014])

2. Parte intraorbitaria (aproximadamente 25 mm).
3. Parte intracanalicular (4-10 mm).
4. Parte intracraneal (aproximadamente 10 mm).

En la literatura, el término "disco óptico" se ha referido clásicamente a la región más anterior del nervio óptico (es decir, la capa superficial de fibras nerviosas y la región prelaminar) [Rosario Hernandez and Pena, 1997]. De manera similar el término "papila" se ha utilizado como sinónimo de disco óptico o cabeza del nervio óptico. El término "papila" fue acuñado por Briggs en 1676 [cita] basado en una impresión errónea de que la cabeza del nervio óptico se encontraba elevada como una papila.

La cabeza del nervio óptico mide aproximadamente 1 mm de largo y aproximadamente 1.5 mm de diámetro, el diámetro vertical es ligeramente mayor que el horizontal (diámetro horizontal promedio de 1.618 mm y vertical de 1.796 mm) [Feola et al., 2016].

La cabeza del nervio óptico se puede subdividir en tres regiones, que de anterior hacia posterior son: **región preliminar, lámina cribrosa y región postlaminar** o retrolaminar. Dichas regiones están a su vez constituidas por la convergencia de los axones provenientes de las células del ganglionares de la retina, lo cual crea el borde neurorretiniano; el borde rodea la copa, una depresión central poco profunda en el disco óptico. Los axones de las células ganglionares de la retina salen del ojo a través de la lámina cribrosa, formando el nervio óptico, y viajan hacia el núcleo geniculado lateral izquierdo y derecho, los núcleos de transmisión de la visión hacia la corteza visual. Adicionalmente el nervio aloja también tejidos vasculares, tal como la arteria central de la retina la cual es rama de la arteria oftálmica e ingresa en la porción intraorbitaria del nervio. En una trayectoria paralela, la arteria es acompañada por la vena central de la retina [Rogers, 2011].

### Lamina cribrosa

La lamina cribrosa es una estructura que se encuentra en el canal escleral, una continuación de tejido conectivo en forma de malla, y que provee a los axones de los bastoncillos de la retina soporte

estructural y nutricional; estos axones pasan por ella para formar el nervio óptico [Downs et al., 2009].

En esta zona se ha teorizado sobre la constricción de las células por parte de las cribas de la LC, lo que lleve a una posible muerte celular [Band et al., 2009], una de las posibles causas de enfermedades del tejido nervioso ocular, como el glaucoma [Weinreb et al., 2014].

### 1.1.2. Cargas que afectan los tejidos del ojo

Luego de presentar la estructura interna del ojo, se presenta a continuación las fuerzas, presiones y restricciones que lo afectan tanto directa como indirectamente, como son la presión intraocular (PIO), la presión del líquido cefaloraquídeo (PLCR), y los músculos extraoculares.

#### Presión intraocular (PIO)

La presión intraocular se denomina a la presión ejercida por el humor acuoso en la cámara posterior del ojo. El valor de presión denominada normal es de 15 mmHg o 2000 Pa [Knepper and Samples, 2016]. Los valores que se encuentran por encima se denominan hipertensión, y los que se encuentran por debajo se denominan hipotensión. Según se reporta en la literatura, los valores elevados de hipertensión pueden generar diferentes enfermedades y trastornos en los tejidos internos del ojo, sobre todo en el tejido nervioso [Salvetat et al., 2016]. La hipertensión ocular está relacionada con el glaucoma, una enfermedad degenerativa del tejido nervioso de la retina, que ocasiona una pérdida de la visión permanente y que, actualmente, es la primera causa de ceguera irreversible en el mundo [Tham et al., 2014]

#### Presión del líquido cefaloraquídeo

Esta presión se aplica sobre las paredes del espacio subaracnoideo (SAS) así como sobre la aracnoides y la piamadre. El líquido cefaloraquídeo fluye desde el cerebro, donde también encontramos las cuatro capas de meninges.

[Berdahl et al., 2008] sugiere que la presión del líquido cefalorraquídeo puede ser un factor de riesgo en la aparición de enfermedades que afecten la cabeza del nervio óptico, como el glaucoma. Su estudio sugiere que un cambio de presión puede ocasionar afectaciones biomecánicas sobre la cabeza del nervio óptico.

#### Movimientos oculares

Los movimientos del ojo son controlados por seis músculos extraoculares: músculo recto superior, músculo recto inferior, músculo recto medial, músculo recto lateral, el músculo oblicuo superior y el músculo oblicuo inferior [Kels et al., 2015]. Estos músculos controlan los movimientos del ojo de esta forma:

- Los músculos rectos mediales generan la rotación hacia la nariz (movimiento de aducción); del mismo modo los rectos laterales generan el movimiento hacia afuera (movimiento de abducción).
- Los músculos rectos superiores junto a los oblicuos inferiores generan rotación hacia arriba (movimiento de elevación).

- Los músculos rectos inferiores junto al superior oblicuo generan los movimientos hacia abajo (movimiento de depresión).

Ya para direcciones intermedias actúan los diferentes músculos de manera combinada (intorsión y extorsión)[Rogers, 2011].

### 1.1.3. Esfuerzos y deformaciones

Bajo efectos de una o varias fuerza aplicadas, los sólidos se deforman, es decir, cambian su forma y volumen. Este cambio en forma o volumen se puede expresar, en una dimensión como

$$u = x'_i - x_i \quad (1.1.1)$$

donde  $\mathbf{u}$  es el vector de desplazamiento. Ahora, una vez se deforma el cuerpo, las distancias entre los puntos en el cuerpo cambian. En notación tensorial, el tensor de deformación está definido como:

$$u_{ik} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_k} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i} + \frac{\partial u_l}{\partial x_i} \frac{\partial u_l}{\partial x_k} \right) \quad (1.1.2)$$

Teniendo que  $u_i$  es pequeño en pequeñas deofrmaciones, podemos descartar el último termino, ya que se tiene este mismo termino en segundo orden. Por lo tanto, se obtiene que

$$u_{ik} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_k} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \right) \quad (1.1.3)$$

Cuando un cuerpo se deforma, internamente ocurre un reordenamiento de moléculas, y se pierde el equilibrio interno del cuerpo. Sin embargo, ante este disturbio externo, internamente ocurren una fuerzas que intentan traerlo nuevamente al equilibrio. Estas fuerzas internas que surgen de la deformación se llaman *esfuerzos internos* [Landau and Lifshitz, 1994].

### 1.1.4. Implicaciones de los esfuerzos y deformaciones sobre la cabeza del nervio óptico

A través de diferentes estudios, tanto experimentales como computacionales, se ha estudiado la biomecánica del nervio óptico, y cómo las diferentes fuerzas y cargas lo afectan. De esta forma, se ha podido identificar mejor el papel que juegan los diferentes tejidos y las implicaciones de esfuerzos y deformaciones en los mismos.

- [Burgoyne et al., 2005] identifica la CNO como estructura biomecánica, y hace un repaso de la implicación de esfuerzos y deformaciones sobre los tejidos nerviosos.
- [Downs et al., 2008] presenta la esclera como principal tejido de soporte del sistema. Asimismo, conjetura que el transporte axonal podría estar comprometido con la deformación de la LC ante una PIO elevada.
- [Weinreb et al., 2014] establece que la PIO causa esfuerzo y deformación sobre las estructuras posteriores del ojo (lo que conocemos como CNO), sobre todo en la lamina cribosa. También anota que una presión del líquido cefalorraquídeo abajo de lo normal genera un diferencial de presión que afecta la lamina.

- [Demer et al., 2020] concluye que la tracción en la aducción del ojo puede causar lesiones por la deformación repetitiva, tanto en la CNO como en la esclera peripapilar.

### 1.1.5. Método de los elementos finitos

El método de los elementos finitos es un método numérico usado para la resolución de ecuaciones, que se hizo popular en el s. XX [Zienkiewicz and Taylor, 2000] Con el desarrollo de los computadores, su uso se extendió desde la investigación hasta la industria y desarrollo. Actualmente se usa en una gran cantidad de aplicaciones, siendo las simulaciones de sistemas mecánicos su principal foco. El método consiste en discretizar o dividir el dominio en pequeños dominios o "elementos", dentro de los cuáles se plantean ecuaciones constituyentes, que son las que se resuelven de manera numérica con el método.

En el caso de este trabajo, las ecuaciones a resolver son ecuaciones mecánicas, ligadas a la energía de deformación de los materiales. Estas ecuaciones nos permiten conocer el valor de los esfuerzos y deformaciones en cada uno de los elementos de nuestro dominio, permitiendo así estimar los esfuerzos y deformaciones a los que estarían sometidos los tejidos, bajo las cargas y restricciones modeladas y consideradas en este trabajo.

#### Discretización por elementos finitos para esfuerzo plano

En la figura 1.1.3 se presenta un caso de esfuerzo plano, representando un dominio  $D$  subdividido en elementos  $e$ . Cada elemento  $e$  está definido por nodos  $i, j, m$ , etc. y líneas que actúan como frontera o contorno. Si definimos  $u$  como el vector de desplazamiento de cualquier punto en el elemento, tendríamos:

$$\mathbf{u} \approx \hat{\mathbf{u}} = \sum_k \mathbf{N}_k \mathbf{a}_k^e = [\mathbf{N}_i, \mathbf{N}_j, \dots] \begin{Bmatrix} \mathbf{a}_i \\ \mathbf{a}_j \\ \vdots \end{Bmatrix}^e = \mathbf{N} \mathbf{a}^e \quad (1.1.4)$$

donde  $\mathbf{N}$  es la función de forma y  $\mathbf{a}^e$  representa el listado de desplazamientos nodales para un elemento en particular.

En el caso de esfuerzo plano, el vector de desplazamiento  $u$  sería

$$\mathbf{u} = \begin{Bmatrix} u(x, y) \\ v(x, y) \end{Bmatrix} \quad (1.1.5)$$

y

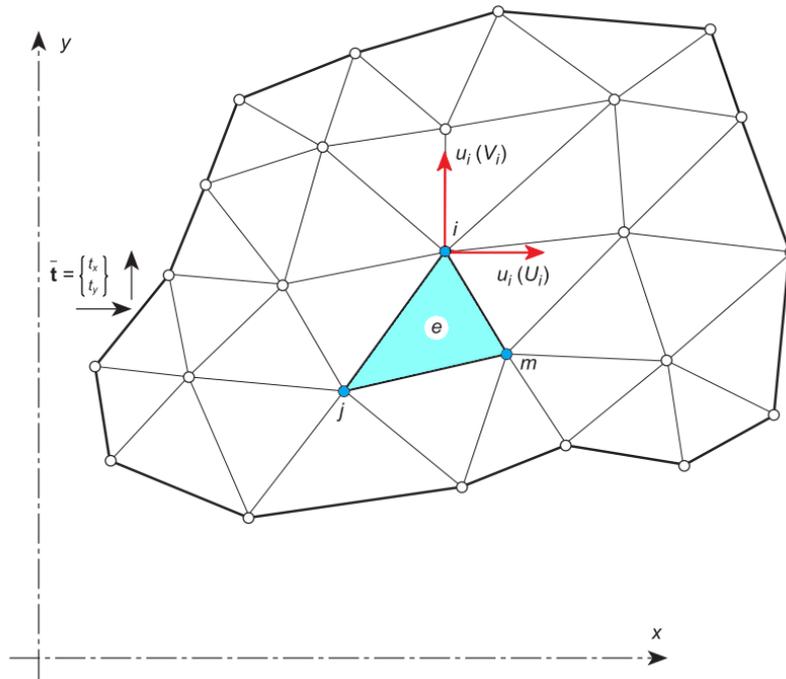
$$\mathbf{a}_i = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \end{Bmatrix} \quad (1.1.6)$$

el vector de desplazamiento para un nodo  $i$ .

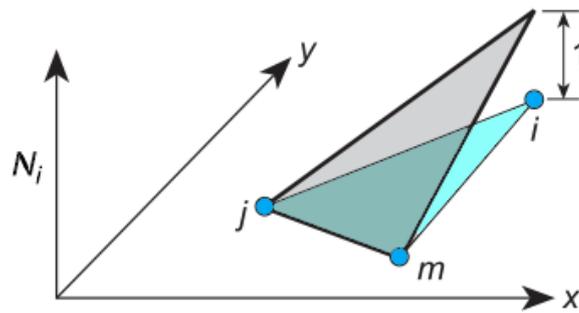
Las funciones de forma se eligen de tal forma que se obtenga el valor adecuado de desplazamiento una vez se tengan las coordenadas en cada nodo  $\mathbf{N}_i(x_i, y_i) = \mathbf{I}$ , siendo  $\mathbf{I}$  la matriz identidad. Entonces, la matriz  $\mathbf{N}_i$  se podría escribir:

$$\mathbf{N}_i = N_i \mathbf{I} \quad (1.1.7)$$

y de la ecuación 1.1.4 se tiene que  $N_i = 1$  en las coordenadas  $x_i, y_i$  y cero en los otros vértices.



**Figura 1.1.3:** FEM. Representación de la división de un dominio para un caso de esfuerzo plano. Adaptado de [Zienkiewicz and Taylor, 2000]



**Figura 1.1.4:** FEM. Función de forma  $N_i$  para un elemento. Adaptado de [Zienkiewicz and Taylor, 2000]

**Deformaciones** Las deformaciones pueden determinarse a partir de los desplazamientos nodales:

$$\varepsilon \approx \hat{\varepsilon} = \mathbf{S}\mathbf{u} \quad (1.1.8)$$

donde S es un operador lineal. Usando la ecuación 1.1.5, tenemos que

$$\varepsilon \approx \hat{\varepsilon} = \mathbf{B}\mathbf{a} \quad (1.1.9)$$

con

$$\mathbf{B} = \mathbf{S}\mathbf{N} \quad (1.1.10)$$

Para el caso del esfuerzo plano, el vector de deformaciones se puede obtener con las relaciones conocidas con los desplazamientos [Landau and Lifshitz, 1994], con lo cuál obtendríamos el vector S.

$$\varepsilon = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} \\ \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u \\ v \end{Bmatrix}$$

**Esfuerzos** Un material puede tener unas deformaciones iniciales debido a retracciones, cambios de temperatura o cambios de estado en el material. Estas deformaciones iniciales las denotaremos como  $\varepsilon_0$ . De igual forma

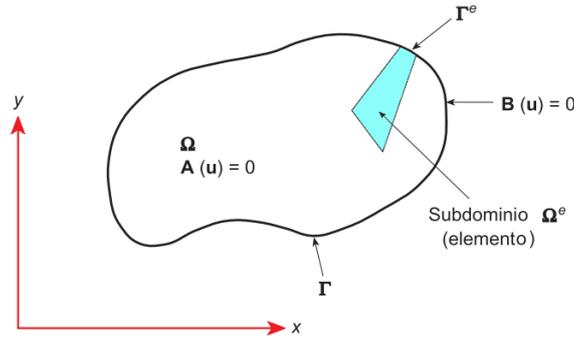
$$\sigma = \mathbf{D}(\varepsilon - \varepsilon_0) + \sigma_0 \quad (1.1.11)$$

donde D es una matriz de elasticidad relacionada con las propiedades del material. Para este caso de esfuerzo plano se tienen tres componentes de esfuerzo

$$\sigma = \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{Bmatrix} \quad (1.1.12)$$

$$\begin{aligned} \varepsilon_x - (\varepsilon_x)_0 &= \frac{1}{E}\sigma_x - \frac{\nu}{E}\sigma_y \\ \varepsilon_y - (\varepsilon_y)_0 &= -\frac{\nu}{E}\sigma_x + \frac{1}{E}\sigma_y \\ \gamma_{xy} - (\gamma_{xy})_0 &= \frac{2(1+\nu)}{E}\tau_{xy} \end{aligned}$$

$$\mathbf{D} = \frac{E}{1-\nu^2} \begin{bmatrix} 1 & \nu & 0 \\ \nu & 1 & 0 \\ 0 & 0 & (1-\nu)/2 \end{bmatrix} \quad (1.1.13)$$



**Figura 1.1.5:** FEM. Dominio  $\Omega$  y condición de frontera  $\Gamma$ . Adaptado de [Zienkiewicz and Taylor, 2000]

### Generalización de método de elemento finitos

Haciendo una generalización del problema, podemos partir de un cierto Dominio  $\Omega$ , con unas condiciones de contorno  $\Gamma$ , como se ve en la Fig. 1.1.5.

Para este dominio, se busca una función  $u$  desconocida, que satisfaga el conjunto de ecuaciones diferencias 1.1.14

$$\mathbf{A}(\mathbf{u}) = \begin{Bmatrix} A_1(\mathbf{u}) \\ A_2(\mathbf{u}) \\ \vdots \end{Bmatrix} = 0 \quad (1.1.14)$$

Asimismo, tiene que satisfacer las condiciones de contorno:

$$\mathbf{B}(\mathbf{u}) = \begin{Bmatrix} B_1(\mathbf{u}) \\ B_2(\mathbf{u}) \\ \vdots \end{Bmatrix} = 0 \quad (1.1.15)$$

De la misma forma en que se plantearon las ecuaciones de esfuerzo plano, establecemos la solución aproximada usando elementos finitos:

$$\mathbf{u} \approx \hat{\mathbf{u}} = \sum_{i=1}^n \mathbf{N}_i \mathbf{a}_i = \mathbf{N} \mathbf{a} \quad (1.1.16)$$

Siendo  $N_i$  las funciones de forma, relacionadas con coordenadas, y  $a_i$  valores desconocidos, que son el objetivo del método [Zienkiewicz and Taylor, 2000].

$$\int_{\Omega} \mathbf{G}_j(\hat{\mathbf{u}}) d\Omega + \int_{\Gamma} \mathbf{g}_j(\hat{\mathbf{u}}) d\Gamma = 0 \quad j=1 \text{ hasta } n \quad (1.1.17)$$

Esta formulación por integrales permite llegar a una aproximación por elemento, para luego ensamblar la matriz y solucionar el sistema. Suponiendo que las funciones son integrales, tenemos que

$$\int_{\Omega} \mathbf{G}_j d\Omega + \int_{\Gamma} \mathbf{g}_j d\Gamma = \sum_{e=1}^m \left( \int_{\Omega^e} \mathbf{G}_j d\Omega + \int_{\Gamma^e} \mathbf{g}_j d\Gamma \right) = 0 \quad (1.1.18)$$

En el pasado, el sistema matricial se resolvía de manera manual, realizando cálculos e iteraciones en el papel; hoy en día existen múltiples software con el método de los elementos finitos implementado, que ofrecen facilidades para poder resolver los problemas de manera menos tediosa. Lo importante cuando se usan los software es el modelado del problema: la representación gráfica, los materiales, las cargas, las condiciones de contorno, la interacción entre los diferentes cuerpos. Es así como se pueden resolver diferentes problemas del mundo real: realizando una abstracción y tomando ciertas consideraciones para poder realizar la simulación. Poder realizar una validación de los resultados también es muy importante.

### 1.1.6. Modelos de materiales hiperelásticos

Los materiales hiperelásticos tienen una amplia gama de aplicaciones por sus propiedades: se pueden obtener grandes deformaciones bajo cargas pequeñas sin sobrepasar su límite elástico. Estos materiales, como el caucho o los polímeros, tienen un comportamiento en la curva esfuerzo-deformación altamente no lineal.

Su caracterización parte de la función  $U$ , basada en los invariantes de deformación  $I_1, I_2$  e  $I_3$ . Esta función es la energía almacenada en un volumen unitario del material en función de la deformación en este punto:

$$W = f(I_1, I_2, I_3) \quad (1.1.19)$$

donde  $I_1, I_2$  e  $I_3$  son los tres invariantes del tensor de deformación de Green, definidos en términos de los

$$\begin{aligned} I_1 &= \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \\ I_2 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \\ I_3 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 \end{aligned} \quad (1.1.20)$$

Normalmente, los materiales hiperelásticos se consideran incompresibles, por que se asume que  $I_3 = 1$ , por lo que la ecuación 1.1.19 se convierte en:

$$W = W(I_1 - 3, I_2 - 3) \quad (1.1.21)$$

#### Modelo de Yeoh

Este modelo fue desarrollado por O.H. Yeoh en 1997 [Yeoh, 1997] originalmente para el caucho.

$$W = \sum_{i=1}^3 C_{i0} (\bar{I}_1 - 3)^i + \sum_{i=1}^3 \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2i} \quad (1.1.22)$$

#### Modelo de Ogden

Propuesto en 1972 por Ogden, es un modelo fenomenológico basado en las elongaciones principales en vez de las invariantes.

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3)^i + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2i} \quad (1.1.23)$$

$\bar{\lambda}_i$  es la elongación deviatoria principal y  $\mu_i, \alpha_i$  son propiedades de material dependientes de la temperatura.

### Modelo polinomial

Para materiales tipo caucho, isotrópicos y compresible [Shahzad et al., 2015]

$$U = \sum_{i,j=0}^N C_{ij} (\bar{I}_1 - 3)^i (\bar{I}_2 - 3)^j + \sum_{i=1}^3 \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2i} \quad (1.1.24)$$

Donde  $C_{ij}$ : constante del material que controla el comportamiento a cortante y puede ser determinado a través de pruebas uniaxiales, biaxiales y planares.  $D_i$ : constante del material que controla la compresibilidad volumétrica y, cuando es cero, el material es completamente incompresible. Puede ser estimado a partir de prueba de esfuerzo volumétrico.  $J_{el}$ : razón elástica de volumen  $N$ : número de términos en la función de energía de deformación.

### Modelo polinomial reducido

En este modelo se elimina la dependencia de  $I_2$ . La función de energía de deformación es mucho más sensible a variaciones en  $I_1$  que en  $I_2$  [Shahzad et al., 2015]

$$U = \sum_{i,j=0}^N C_{ij} (\bar{I}_1 - 3)^i + \sum_{i=1}^3 \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2i} \quad (1.1.25)$$

Teniendo esto en cuenta, en la siguiente sección se presentan algunos modelos realizados con el fin de entender mejor la biomecánica del nervio óptico, debido principalmente a la imposibilidad de realizar experimentos y poder medir esfuerzos y deformaciones en vivo sobre los tejidos.

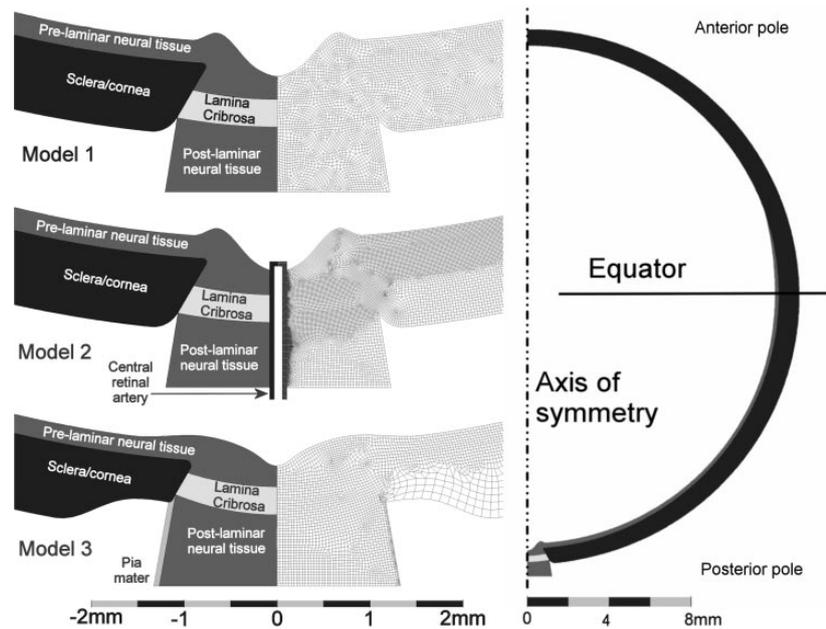
#### 1.1.7. Modelos computacionales del ojo

A la fecha se han desarrollado múltiples modelos computacionales del ojo, con el objetivo de determinar esfuerzos y deformaciones en las estructuras internas, algo que evidentemente no es posible realizar de forma experimental.

#### Primeros modelos

El primer modelo para el que se usó el método de los elementos finitos para resolverlo fue planteado por [Woo et al., 1972], quien ideó un modelo sencillo de una sola capa para representar la cornea y esclera, describiendo la relación entre esfuerzos y deformaciones mediante ecuaciones exponenciales y resolviendo, subsecuentemente, usando elementos finitos para obtener una distribución de esfuerzos a lo largo de todo el tejido.

El siguiente trabajo para destacar es el modelo de [Dongqi and Zeqin, 1999], quien tenía como objetivo entender el comportamiento mecánico de la lamina cribosa al ser aplicada una presión (PIO). Este modelo resuelve de manera analítica para la lamina cribosa-aproximándola a una placa circular bajo flexión, la ecuación de Karman, hallando valores de desplazamiento muy cercanos a los valores experimentales [Dongqi and Zeqin, 1999]. Este estudio mostró el camino a futuros modelos sobre la utilidad de realizar modelos para probar la hipótesis de la dependencia del desarrollo de glaucoma con la presión intraocular, hipótesis que lleva más de 150 años de formulada [Mackenzie, 1830].



**Figura 1.1.6:** Modelo de Sigal, Tomado de [Sigal et al., 2004]

### Modelos usando el método de los elementos finitos

**Primer modelo "multitejido"** En el año 2000, [Bellezza et al., 2000] plantea el primer modelo multitejido (esclera y "tejido axonal"). Aquí se analizó una geometría ideal esférica, con un total de 900 elementos; la carga usado fue la PIO a su valor fisiológico normal, y las propiedades mecánicas de los tejidos fueron supuestas como lineales, elásticas e isotrópicas.

**Modelo Axisimétrico** El siguiente modelo y probablemente el más importante hasta el momento es el de [Sigal et al., 2004]. En este trabajo se incorporaron diferentes elementos que han marcado el camino en cuanto a las características de los modelos del ojo usados para simulación biomecánica [Sigal et al., 2004]:

- Las tres capas del ojo: retina y coroides/esclera.
- Modelo axisimétrico
- Primera consideración del nervio óptico y las meninges

**Últimos modelos** El modelo de [Sigal et al., 2004] puso un punto de partida a modelos más complejos, apoyándose en las herramientas y modelos computacionales que permitirían realizar simulaciones incorporando más parámetros. En un trabajo posterior [Sigal et al., 2005a] hizo un estudio de sensibilidad con los parámetros de su modelo, encontrando que el factor más influyente era la rigidez de la esclera; y asimismo realizó una reconstrucción de la cabeza del nervio óptico a partir de tejidos post-mortem [Sigal et al., 2005b]

En 2011, [Norman et al., 2011] realizó un modelo con una segmentación de la esclera, dando a cada uno de los 15 segmentos un grosor diferente. En 2015, [Ayyalasomayajula et al., 2015], realizó un

modelo porohiperelástico para el ojo, con el fin de ver la influencia de la permeabilidad de los tejidos ante la presión intraocular; En 2016 [Feola et al., 2016] usa un modelo axisimétrico para evaluar diferentes factores: presión intraocular, presión intracraneal, presión arterial y variaciones en las propiedades de los diferentes tejidos, con modelo Mooney-Rivlin; asimismo, usaron el software FEBio para realizar las simulaciones. También en 2016, [Wang et al., 2016] y 2017 [Wang et al., 2017] estudió el movimiento ocular horizontal y su impacto en las deformaciones en la cabeza del nervio óptico. Este modelo presentó nuevos parámetros que no se había considerado antes: un modelo 3D, piamadre y duramadre, tejido adiposo rodeando el ojo, y la inclusión de materiales hiperelásticos para algunos tejidos.

Otra aproximación es usar MRI (Magnetic Resonance Imaging) en animales, para obtener un modelo anatómico más detallado. Esta fue la aproximación de [Schwaner et al., 2020], que encontró que la PIO y la rigidez del tejido nervioso del nervio óptico son los principales parámetros.

Los últimos modelos han venido incorporando diferentes variables, [Jafari et al., 2021] se centró en modelar los músculos rectos a partir de MRI (Imagen de resonancia magnética)

### **Aproximaciones a materiales y estructuras heterogéneas**

En 2009, [Girard et al., 2009a] [Girard et al., 2009b] presento un estudio para desarrollar un modelo mecánico hiperelástico y anisotrópico para la esclera. Este modelo se implementó en algunos software especializados, como FEBIO [Maas et al., 2012]. En un principio se pensó en usar este software en el presente trabajo, sin embargo dadas las limitaciones que aún tiene, se eligió Abaqus sobre este.

[Zhang et al., 2015] usando SALS (Small-Angle light Scattering, Dispersión de luz de ángulo reducido) determinó la orientación de las fibras de colágeno en la LC, obteniendo una distribución de las fibras a partir de la intensidad lumínica, dando paso a un modelo que luego se uso en una simulación de carga sobre LC usando FEM.

En [Grytz et al., 2020] se presenta un modelo con "Malla-libre", que permite modelar mejor los materiales que varían sus características dependiendo de la dirección; en este caso, es la esclera, a la que incorporaron las direcciones de las fibras de colágeno, esto a partir de una microtomografía y un modelamiento a nivel micro.

### **Estudios experimentales**

Los estudios experimentales en este tema se han dirigido hacía los estudios en animales y, últimamente con el desarrollo de técnicas más avanzadas, hacia las imágenes médicas.

En 2014, [Chen et al., 2014] realizó un estudio experimental sobre 24 ojos, cuyo objetivo era determinar propiedades elásticas de la retina, coroides y esclera. De aquí se obtuvieron espesores promedio y curvas tensión-deformación.

En 2020, [Demer et al., 2020] realizó estudios con imágenes de resonancia magnética para investigar el efecto de la presión intraocular y los movimientos oculares sobre el nervio óptico. En este mismo año, [Le, 2020] realizó un estudio usando Tomografía de coherencia óptica (OCT, por sus siglas en inglés) y Oftalmoscopia de escaneo láser confocal (cSLO, por sus siglas en inglés) para realizar un análisis de la anatomía del nervio óptico.

## 1.2. Justificación

El estudio de los esfuerzos y deformaciones en las estructuras biológicas es esencial para la comprensión de las interacciones biomecánicas entre los tejidos. Esta información es difícil de obtener a través de técnicas experimentales debido a la imposibilidad de considerar la interacción de todos los tejidos circundantes, lo que puede llevar a resultados erróneos; y a la imposibilidad de realizar estudios *in vivo* de forma invasiva. Para superar este problema, se han utilizado varios métodos numéricos, entre estos, el método de elementos finitos que es actualmente el más empleado [Campbell et al., 2014]. De esta manera, varios modelos computacionales de la región posterior del ojo han analizado previamente los esfuerzos y las deformaciones de la cabeza del nervio óptico mediante el método de los elementos finitos. Así, [Sigal et al., 2004] encontró que las mayores deformaciones de la cabeza del nervio óptico debidas a la PIO estaban localizadas en la lámina cribosa. De igual forma, otros estudios han encontrado que los factores predictores más importantes de la deformación del nervio óptico son en su orden: la PIO, la rigidez de la esclera peripapilar y su grosor. Sin embargo, hasta la fecha, la región peripapilar ha recibido menor atención. De igual forma, el efecto de la PLCR ha sido menos explorado [Campbell et al., 2014].

## 1.3. Definición del problema

Se busca conocer cuál es la influencia de los movimientos oculares laterales en la biomecánica de los tejidos de la parte posterior del ojo, más específicamente sobre los tejidos de la cabeza del nervio óptico y tejidos de la región peri papilar (retina, coroides y esclera), dado que es allí donde se ha ubicado la aparición de enfermedades como el glaucoma. Se ha estudiado recientemente la influencia de la presión intraocular (PIO) en la retina, que es la continuación del tejido nervioso, en coroides y esclera. Asimismo, se han realizado estudios acerca de la influencia de las meninges sobre todo el sistema. Su influencia y la magnitud de ella sobre el nervio óptico ha sido escasamente estudiada [Wang et al., 2016].

### Pregunta de investigación

¿Cuál es la influencia de los movimientos oculares laterales sobre la biomecánica de los tejidos en la cabeza del nervio óptico?

## 1.4. Objetivos

### 1.4.1. Objetivo General

Determinar la influencia de los movimientos oculares laterales en la biomecánica de la cabeza del nervio óptico y la región peri papilar (retina, coroides y esclera).

### 1.4.2. Objetivos Específicos

1. Determinar la magnitud de la influencia de los movimientos oculares sobre los tejidos nerviosos en la cabeza del nervio óptico con respecto a otras fuerzas que actúan sobre esta zona.

2. Estimar computacionalmente la magnitud de los esfuerzos y deformaciones producidos por los movimientos oculares laterales sobre los tejidos nerviosos en la cabeza del nervio óptico y la región peripapilar (retina, coroides y esclera).

# Capítulo 2

## Métodos

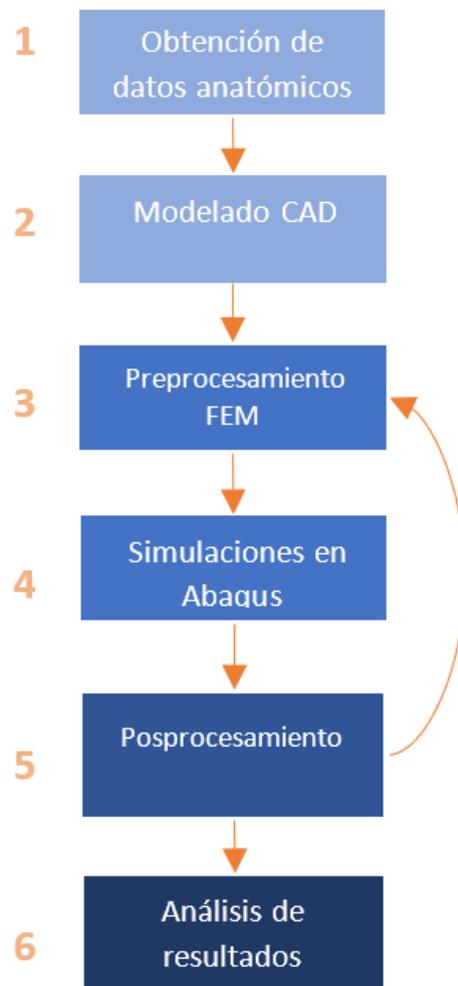
### 2.1. Resumen

Como continuación de un trabajo realizado previamente [Muñoz-Sarmiento et al., 2019], se realizó una aproximación numérica al problema, es decir, planteamos un modelo simplificado del ojo en computador y, usando métodos numéricos, realizamos una simulación puramente mecánica del ojo, con el fin de conocer el comportamiento mecánico de los tejidos bajo las cargas y restricciones descritas en el cap 1.

Para tener un punto de comparación al efecto de los movimientos oculares en la biomecánica del nervio óptico, primero realizamos una simulación del ojo en su estado "normal": esto es en la posición de descanso de los músculos y con una PIO de 15 mmHg (2 kPa); adicionalmente, en esta simulación se probaron otros valores de PIO, considerados como posibles valores por debajo y por encima de esta presión. En una segunda simulación se usó un valor normal de PIO (15 mmHg o 2 kPa) para luego realizar la abducción del ojo hasta los 12 °, y con esto poder evaluar el impacto que tiene esta rotación cuantificando esfuerzos y deformaciones en los diferentes tejidos de la cabeza del nervio óptico.

### 2.2. Metodología

1. Obtención de datos anatómicos. .  
Se definieron las estructuras que serían representadas en este estudio, y se descartaron detalles que pueden tener mínimo impacto en el modelo.
2. Modelado CAD. Partiendo de modelos previos, se diseñó un modelo del ojo en software CAD, usando medidas encontradas en literatura y obtenidas previamente de imágenes médicas.  
Se realizó la importación del modelo CAD. Sin embargo, este paso generó algunos problemas cuando se quiso dividir en diferentes secciones, asociadas a los tejidos, por lo que se tomó la opción de importar un boceto y generar el modelo 3D directamente en Abaqus .
3. Preproceso FEM. Se realizó una limpieza del modelo CAD, para generar una malla suave y que no generará problemas al realizar las simulaciones. Asimismo, se configuraron todos los contactos entre las superficies de los diferentes tejidos, las restricciones, las cargas y los pasos.
4. Simulaciones. Posteriormente se seleccionó un software FEM para realizar las simulaciones. Se usó Abaqus [Smith, 2009] por la experticia que se tenía previamente, además que tiene un algoritmo para generar la malla incluido.



**Figura 2.2.1:** Metodología seguida en el trabajo.

5. Posprocesamiento. Se obtuvieron los resultados por elemento y por nodo. Mediante *scripts* se extrajeron los resultados promediando por cada una de las estructuras, eliminando valores extremos.
6. Análisis de resultados. Finalmente, con un programa de análisis de datos se realizaron las pruebas de hipótesis y se obtuvieron las tablas y gráficas para presentar resultados.

## 2.3. Geometría

A partir de una resonancia magnética y una tomografía axial computarizada de una paciente de treinta años se delineó la geometría del modelo teniendo como base la anatomía y los modelos generados anteriormente [Jonas et al., 2003] [Norman et al., 2010] [Vurgese et al., 2012] [Qian et al., 2015] [Wang et al., 2016]. Adicionalmente, se realizó una tomografía de coherencia óptica de alta resolución sobre la cabeza del nervio óptico. Con respecto al anterior trabajo realizado [Muñoz-Sarmiento et al., 2019],

se agregó la cornea y se pasó de un modelo axisimétrico esférico, a un modelo tridimensional no simétrico, buscando acercarnos la complejidad anatómica de este órgano. Se definió también una zona peripapilar, marcado con un radio de 0.39 mm en la esclera peripapilar. Solo se modeló la mitad del ojo, teniendo una simetría en el plano coronal (ver Fig. 2.3.3).

## 2.4. Cargas y condiciones de contorno

Como condición de contorno se incluye un soporte fijo que limita el movimiento del hueso que rodea el tejido adiposo. En la base del nervio óptico existe una fijación con tejido fibroso que se modeló con la restricción completa de movimiento. Los tejidos del nervio óptico fueron unidos con el tipo de contacto *tied* [Wang et al., 2016], así como la retina, coroides y esclera. Entre la esclera y el tejido adiposo existe una capa llamada la capsula de Tenón [Wang et al., 2016], que permite una rotación suave del globo ocular. Por esta razón, se modeló esta capa como un contacto sin fricción entre el tejido adiposo y la esclera [Wang et al., 2016]. Se agregó la PIO como única carga de la simulación. Para tener una línea base de esfuerzos y deformaciones, se realizó un primer conjunto de simulaciones realizando una variación de la PIO, desde 5 mmHg, aumentando 5 mmHg hasta llegar a 45 mmHg. En la Fig.2.4.1 podemos ver como toda la superficie interna del ojo está bajo la PIO. En un segundo conjunto de simulaciones, se dejó la PIO en un valor de 15 mmHg (presión normal), mientras se rotaba el ojo desde 1 ° hasta 12 °.

La rotación se simuló usando una restricción de movimiento alrededor de la esclera. La superficie exterior de la esclera se ancló a un punto con un contacto del tipo *Tie*, para luego a este punto de referencia aplicarle una restricción de movimiento, restringiendo el desplazamiento en todas las direcciones, y haciendo que rotara un valor de 0.5 ° por cada paso en la dirección z, como se expuso previamente.

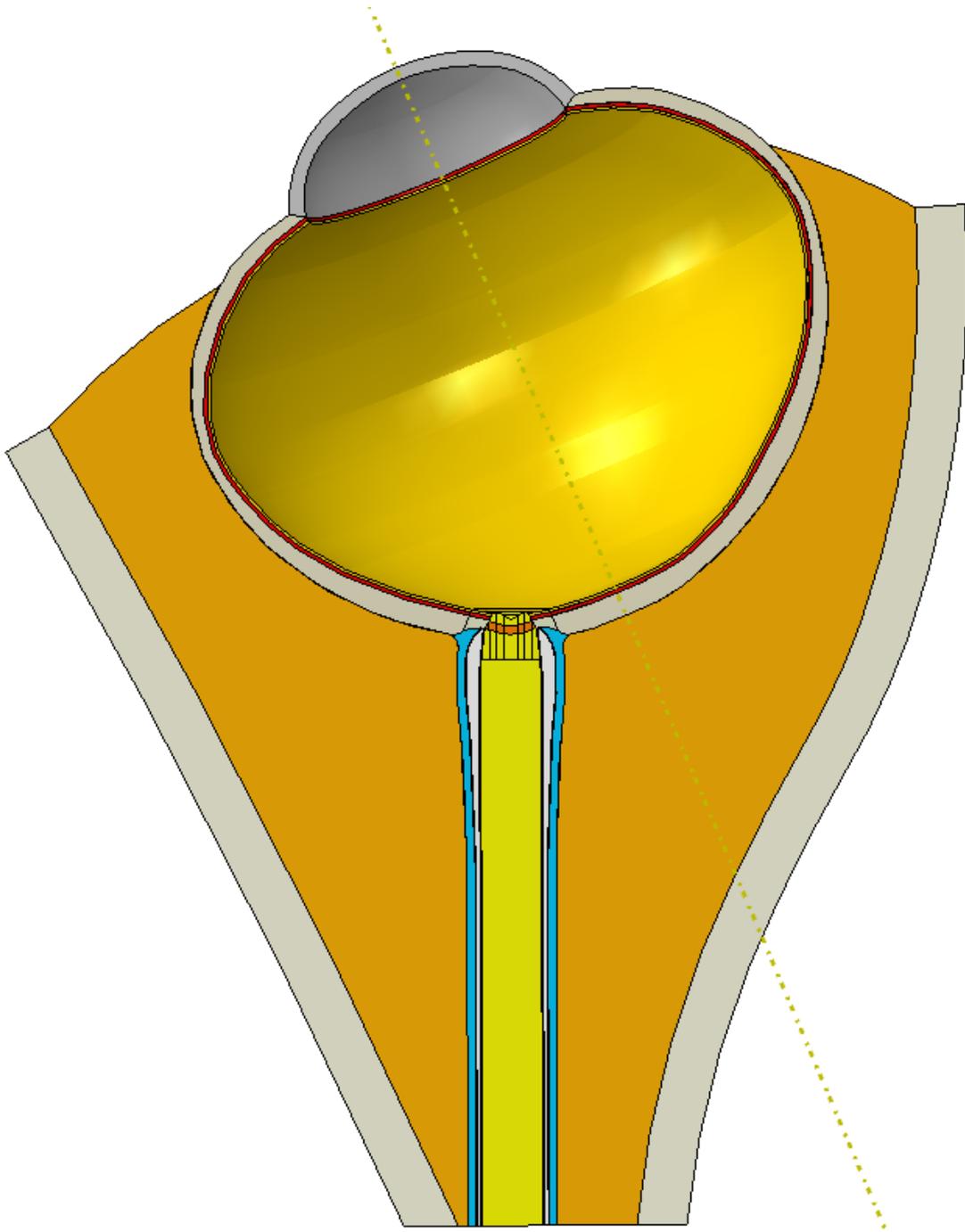
## 2.5. Propiedades de los materiales

Los tejidos se modelaron como sólidos deformables, con características puramente mecánicas. Las propiedades mecánicas se obtuvieron de la literatura, donde la mayoría de tejidos se modelan como materiales elásticos, isotrópicos y lineales. Sin embargo, cuando se tuvo información necesaria, se usaron modelos de materiales hiperelásticos. Este fue el caso para los siguientes tejidos: Cornea, Coroides, Esclera posterior y peripapilar, y retina. En la tabla 2.1 se presentan los detalles de las propiedades mecánicas usadas. Para la esclera peripapilar, coroides y dura madre, se usaron datos obtenidos de test uniaxiales [Chen et al., 2014][Wang et al., 2016], con el fin de revisar cuál modelo hiperelástico se adecuaba más al comportamiento del material en la zona de interés.

Para esto, se hicieron curvas de ajuste para cada uno de los materiales donde teníamos datos (esclera peropapilar, esclera posterior, cornea, coroides).

### 2.5.1. Espacio subaracnoideo

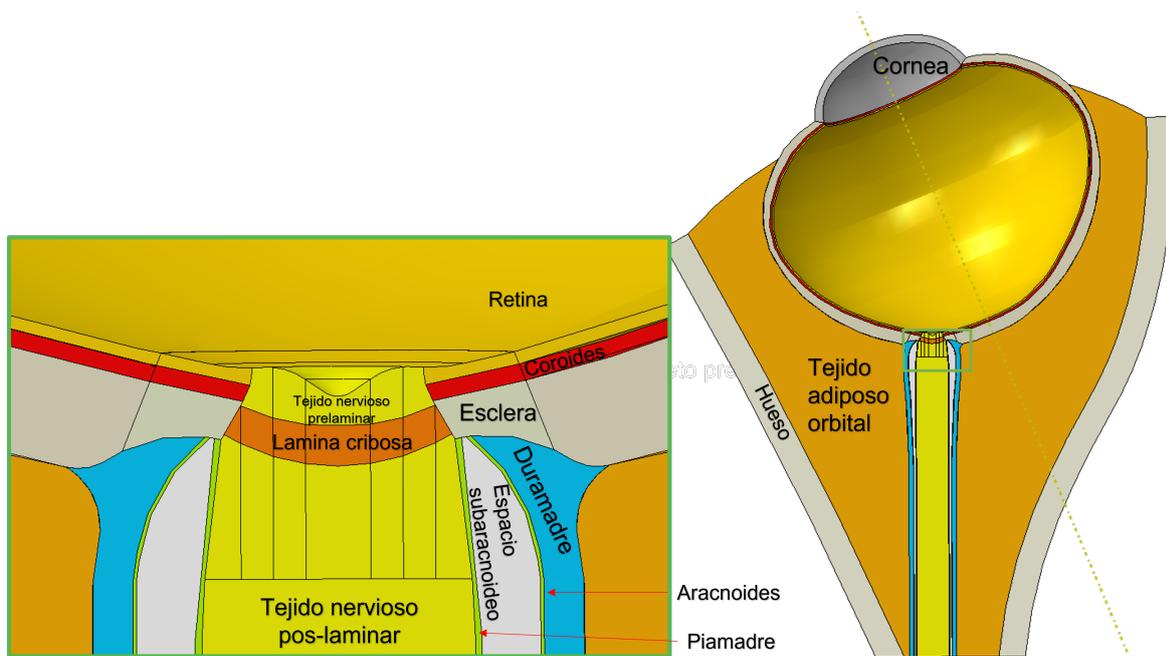
El espacio subaracnoideo, como se revisó en el capítulo anterior, es una capa de las meninges que recubre el nervio óptico [Killer et al., 2003]. Este tejido es una estructura que une la piamadre y la aracnoides con una especie de estructura trabecular [Killer et al., 2003]; en el espacio entre las trabéculas circula el líquido cefalorraquídeo. Sin embargo, esta estructura trabecular tiene diferentes



*Figura 2.3.1:* Geometría del modelo

Tejido	Modelo de material	Propiedades	Referencia
Hueso	Elástico lineal	$E = 15.2 \text{ GPa}, \nu = 0.3$	[Dechow et al., 1993]
Aracnoides	Elástico lineal	$E = 3 \text{ MPa}, \nu = 0.49$	[Sigal et al., 2004]
SAS	Elástico lineal	$E = 1.15 \text{ kPa}, \nu = 0.48$	[Saboori and Sadegh, 2011]
Dura madre	Hiperelástico (Ogden 3° orden)	$\mu_1 = -90.97, \mu_2 = 61.75, \mu_3 = 29.64, \alpha_1 = 1.999, \alpha_2 = 3.999, \alpha_3 = -2.000, D_1 = 0.0, D_2 = 0.0, D_3 = 0.0$	[Wang et al., 2016]
Púa madre	Elástico lineal	$E = 3 \text{ MPa}, \nu = 0.49$	[Sigal et al., 2004]
Tejido nervioso prelaminar y postlaminar	Elástico lineal	$E = 0.03 \text{ MPa}, \nu = 0.49$	[Sigal et al., 2004]
Retina	Hiperelástico (Polinomial reducido 5° orden)	$C_{10} = 1.860e-4, C_{20} = 0.4072, C_{30} = -77.90, C_{40} = 6345.9, C_{50} = 9559.7, D_1 = 0.0, D_2 = 0.0, D_3 = 0.0, D_4 = 0.0, D_5 = 0.0$	[Chen et al., 2014]
Coroides	Hiperelástico (Polinomial reducido 5° orden)	$C_{10} = 9.317e-3, C_{20} = 7.874e-3, C_{30} = 0.8387, C_{40} = -4.604, C_{50} = 7.747, D_1 = 0.0, D_2 = 0.0, D_3 = 0.0, D_4 = 0.0, D_5 = 0.0$	[Chen et al., 2014]
Lamina cribosa	Elástico lineal	$E = 0.3 \text{ MPa}, \nu = 0.49$	[Sigal et al., 2004]
Cornea	Hiperelástico (Polinomial reducido 2° orden)	$C_{10} = 0.1474, C_{20} = 0.93125, D_1 = 0.0, D_2 = 0.0$	[Wollensak et al., 2003]
Esclera peripapilar	Hiperelástico (Polinomial reducido 5° orden)	$C_{10} = 0.4, C_{20} = 8.4, C_{30} = 2.2, C_{40} = -3.5, C_{50} = 1.5, D_1 = 0.0, D_2 = 0.0, D_3 = 0.0, D_4 = 0.0, D_5 = 0.0$	[Chen et al., 2014]
Esclera posterior	Hiperelástico (Polinomial reducido 6° orden)	$C_{10} = 3.215e-2, C_{20} = 1.444, C_{30} = -6.777, C_{40} = 21.07, C_{50} = -30.50, C_{60} = 16.40, D_1 = 0.0, D_2 = 0.0, D_3 = 0.0, D_4 = 0.0, D_5 = 0.0, D_6 = 0.0$	[Chen et al., 2014]
Tejido adiposo	Elástico lineal	$E = 8.3 \text{ kPa}, \nu = 0.49$	[Chen and Weiland, 2011]

Tabla 2.1: Propiedades mecánicas de los tejidos



**Figura 2.3.2:** Detalle de la geometría del nervio óptico. Se muestra la división de algunos tejidos (PRE, LC, POST) en regiones central, medial, lateral 1 y lateral 2

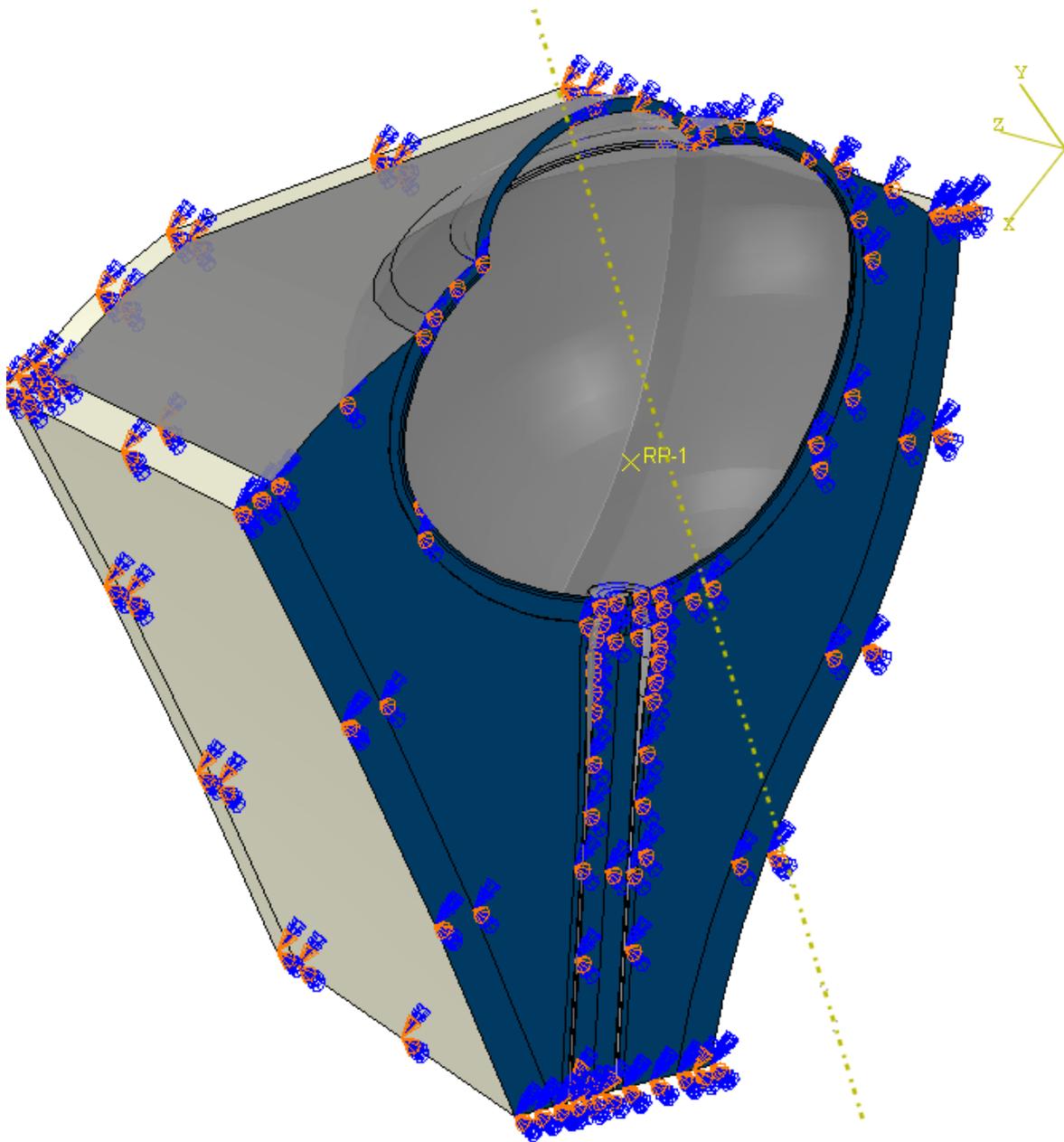
configuraciones a lo largo de todo el nervio óptico, como lo presenta [Killer et al., 2003].

Para representar esta estructura compleja, se han realizado diferentes aproximaciones. En [Saboori and Sadegh, 2011] se evaluó usar tres tipos de modelos diferentes para este tejido en una simulación de : solido, liquido o poroelástico. Aunque este estudio se desarrolló para evaluar impacto en cabeza, se usó como base debido a que las meninges cumplen la misma función en el nervio óptico[Killer et al., 2003]

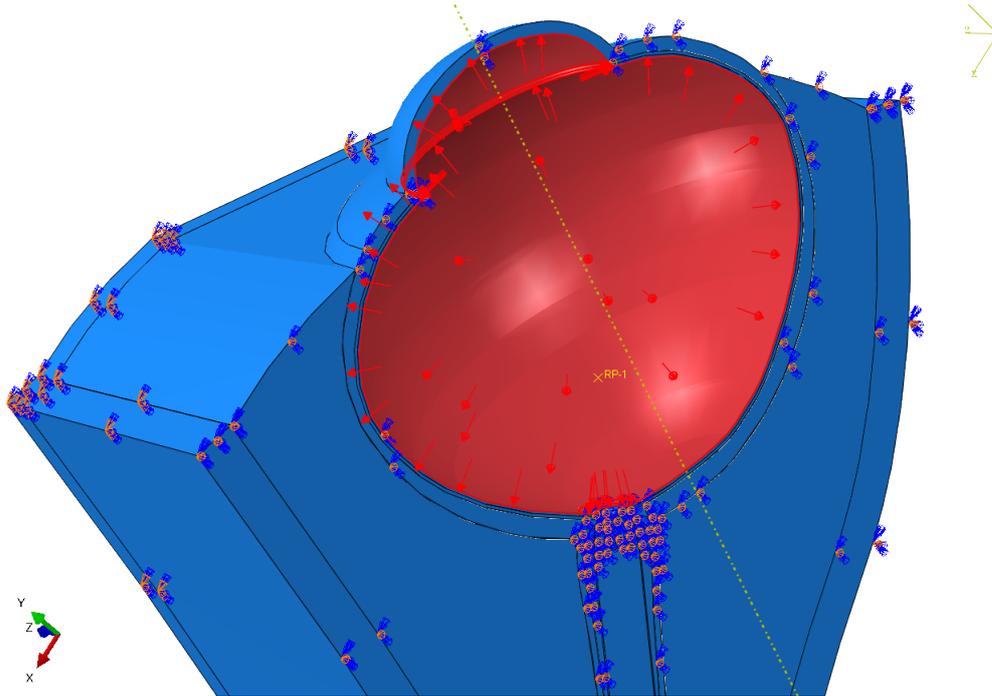
En los modelos previos se han hecho dos aproximaciones: tener un material solido con unas propiedades mecánica estimadas [Sigal et al., 2004] o dejar el espacio vacío y colocar una presión equivalente a la del líquido cefalorraquídeo[Wang et al., 2016].Para el presente trabajo, aunque se realizaron simulaciones usando ambos modelos, usamos el SAS como material sólido, ya que obtenemos una mejor aproximación del SAS como tejido amortiguador. Sin embargo, al final en el **Apéndice A** presentamos los resultados del modelo con espacio vacío y presión del líquido cefalorraquídeo.

## 2.6. Mallado y detalles de la simulación

Se realizaron diferentes bocetos a partir de imágenes médicas obtenidas de una resonancia magnética. Usando software CAD (Autodesk Inventor) y medidas anatómicas se dibujaron bocetos. posteriormente estos bocetos se importaron a Abaqus, donde se realizó el modelado 3D directamente. El mallado se hizo directamente en Abaqus CAE, suavizando la geometría para obtener elementos principalmente hexaédricos, y así limitar los errores por baja calidad de los elementos. Para este trabajo se evaluaron dos modelos: uno con el espacio subaracnoideo tratado cómo estructura sólida con una propiedades mecánicas elásticas lineales, en tanto que en el segundo modelo se eliminó esta estructu-



**Figura 2.3.3:** Restricciones y simetría. En la parte externa, en blanco se simuló el hueso, que tiene una restricción total de movimiento. En azul se muestra el plano de simetría



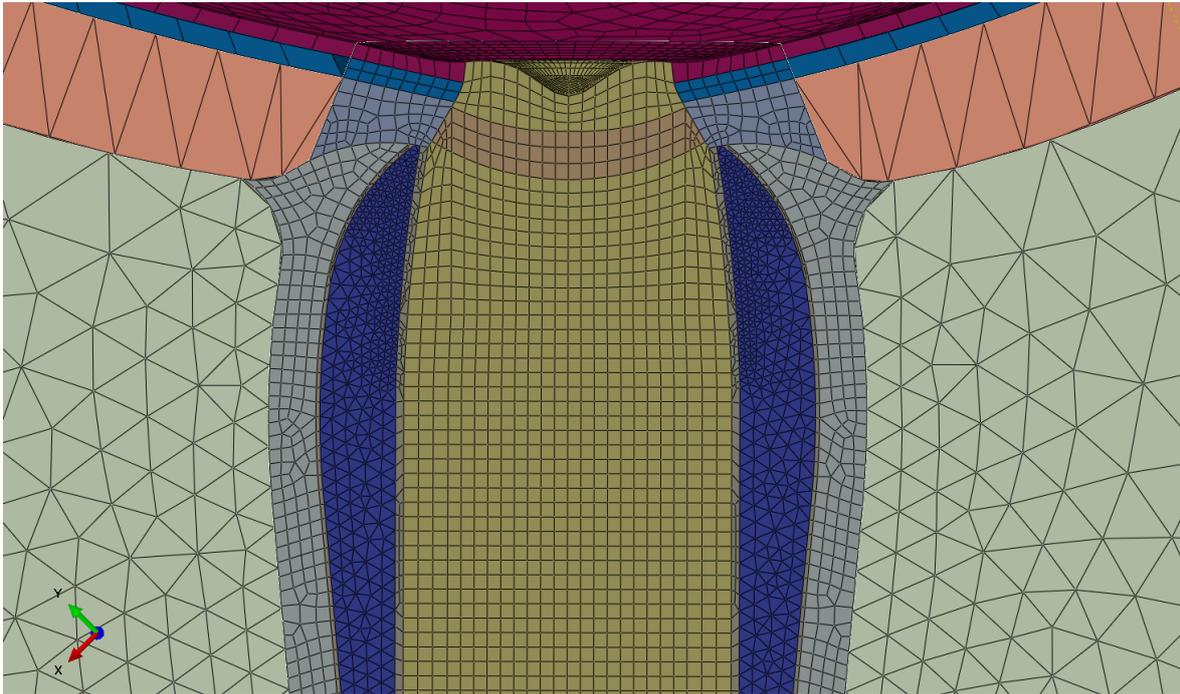
**Figura 2.4.1:** Cargas. En rojo se muestra la superficie, parte interna de la retina, la cornea y la cabeza del nervio óptico, donde se aplicó una presión para simular la PIO.

Modelo	No. de elementos	No. de nodos
Modelo con SAS	809.729	268.104
Modelo sin SAS	697.892	706.443

**Tabla 2.2:** Cantidad de elementos y nodos en cada modelo.

ra para incluir una presión sobre las paredes de la aracnoides y piamadre. En la tabla 2.2 se observa el número de elementos de cada modelo.

Se realizó en una sola simulación, primero, la variación del valor de la PIO de  $5 \text{ mmHg}$  ( $0.7 \text{ kPa}$ ) hasta  $45 \text{ mmHg}$  ( $6 \text{ kPa}$ ); para la segunda simulación se estableció una PIO de  $15 \text{ mmHg}$  ( $2 \text{ kPa}$ ), y se realizaron pasos subsiguientes para la rotación desde  $1^\circ$  a  $12^\circ$ , simulando así los movimientos oculares.



**Figura 2.6.1:** Mallado. Detalle del mallado en zona peripapilar, con SAS.

## Capítulo 3

# Resultados y discusión

### 3.1. Resumen

Según la teoría biomecánica clásica del glaucoma la PIO elevada causa deformaciones en la cabeza del nervio óptico (CNO) y en especial en la lámina cribosa, lo que puede generar isquemia, lesión a nivel celular y subsecuentemente la muerte celular de las células ganglionares de la retina. Sin embargo, aunque desde hace muchos años la presión intraocular elevada se reconoce como el factor de riesgo más importante para el desarrollo de glaucoma [Kass, 1994], la PIO no es la única carga que puede inducir deformaciones en la CNO. De esta manera, recientes estudios computacionales, usando el método de elementos finitos, han mostrado que los movimientos oculares (tanto la aducción como la abducción) generarían grandes deformaciones dentro del CNO mediante la tracción del nervio durante la rotación del globo ocular [Wang et al., 2016]; dichas deformaciones serían mucho mayores que las generadas por la elevación de la PIO; así, una rotación de 12 grados causaría deformaciones más altas que las inducidas por un incremento en la PIO en 35 *mmHg* [Wang et al., 2016].

Sin embargo, según el estado del arte, en todos estos estudios computacionales el espacio subaracnoideo ha sido asumido como un espacio vacío dentro del cual la presión de líquido cefalorraquídeo se ha aplicado [Wang et al., 2016], esto, aunque constituye una aproximación inicial, conlleva a una serie de limitaciones y problemáticas respecto al comportamiento biológico real.

Así, el SAS constituye una estructura de alta complejidad debido a la abundancia de trabéculas en este espacio [Killer et al., 2003], que se extienden desde la aracnoides hasta la piamadre; este espacio entre las trabéculas está además lleno de líquido cefalorraquídeo lo que da como resultado una interacción sólido-líquido que ayuda a humedecer y estabilizar el movimiento del tejido nervioso a las cargas externas. De igual manera, también está presente el efecto de presión del líquido cefalorraquídeo. De esta forma, al asumirse el SAS como un espacio vacío se pierde el rol de amortiguamiento mecánico que lo caracteriza, y cuya función principal sería la de absorber energía, reduciendo de esta forma la energía transmitida hacia otras zonas del CNO por el delicado tejido nervioso dentro del nervio óptico.

En la sección de resultados se presentan los datos obtenidos de las simulaciones, estableciendo como valores de referencia los resultados obtenidos para una PIO normal (15 mmHG) y comparando con los resultados obtenidos para los movimientos de aducción y abducción y los datos a una PIO elevada (45 mmHg). Dada la gran cantidad de datos obtenidos, se analizarán los relacionados a los tejidos de la cabeza del nervio óptico: retina, coroides y esclera peripapilar, lamina cribosa y tejido nervioso prelaminar.

### 3.2. Esfuerzos y deformaciones en la CNO a una PIO normal

Como base para comparar los efectos de los movimientos oculares en la biomecánica del nervio óptico cuantitativamente mediante estudio de esfuerzos y deformaciones en los diferentes tejidos, se toma el estado normal del ojo con su carga: la presión intraocular con un valor de 15 mmHg y cero rotación[cita]. Para ello se presentarán los valores de esfuerzos y deformaciones en todos los tejidos, mostrando en detalle los siguientes tejidos: tejido nervioso prelaminar, lamina cribosa, retina, coroides y esclera peripapilar.

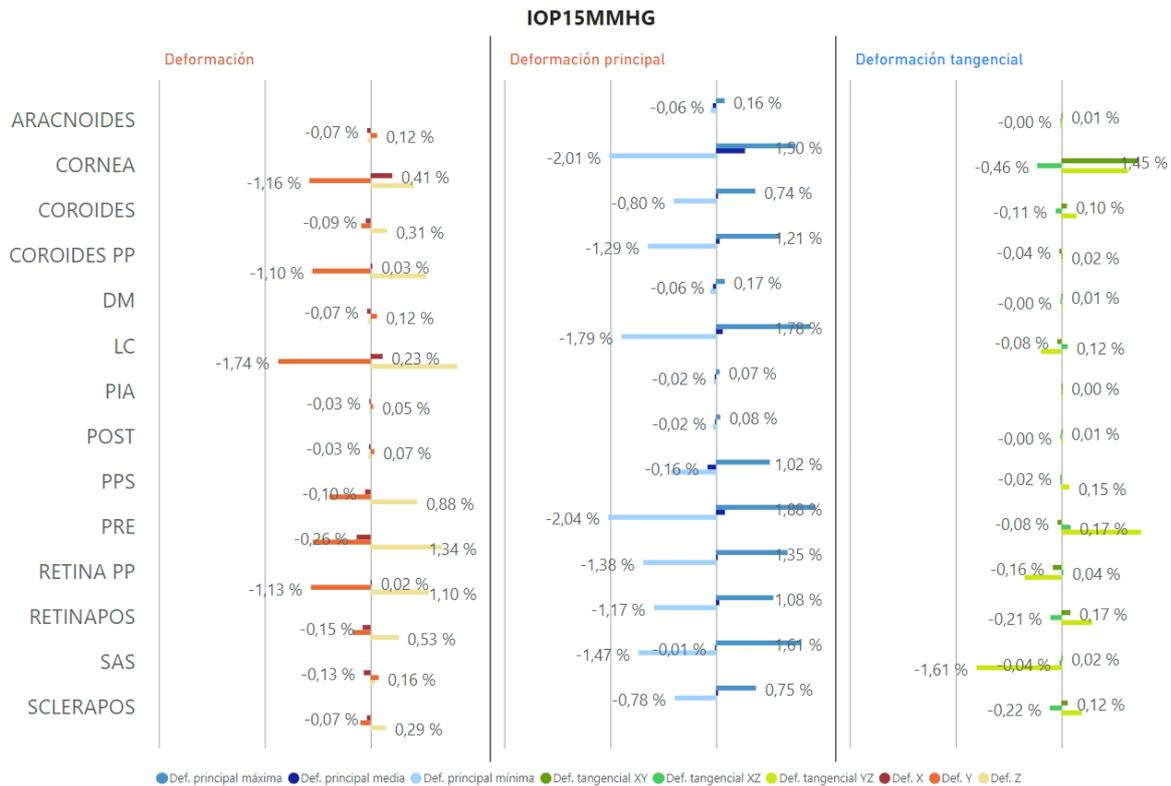


Figura 3.2.1: PIO 15 mmHG. Valores de deformaciones en todos los tejidos.

### 3.3. Esfuerzos y deformaciones en la CNO a una PIO elevada

El aumento de la PIO ha sido referenciada como causa de múltiples enfermedades en el tejido nervioso interno del ojo [Kass, 1994] [Sigal et al., 2005b]. Al tratarse de un recipiente a presión, en su más básica simplificación, el aumento de la presión interna eleva los esfuerzos y deformaciones sufridas por los tejidos. Sin embargo, teniendo estos tejidos un comportamiento no lineal, el impacto de la elevación de la PIO en cada uno de los tejidos de la CNO difiere.

Se presentan estos resultados con el fin de identificar cuál es el comportamiento de los diferentes tejidos en una situación potencialmente patológica.

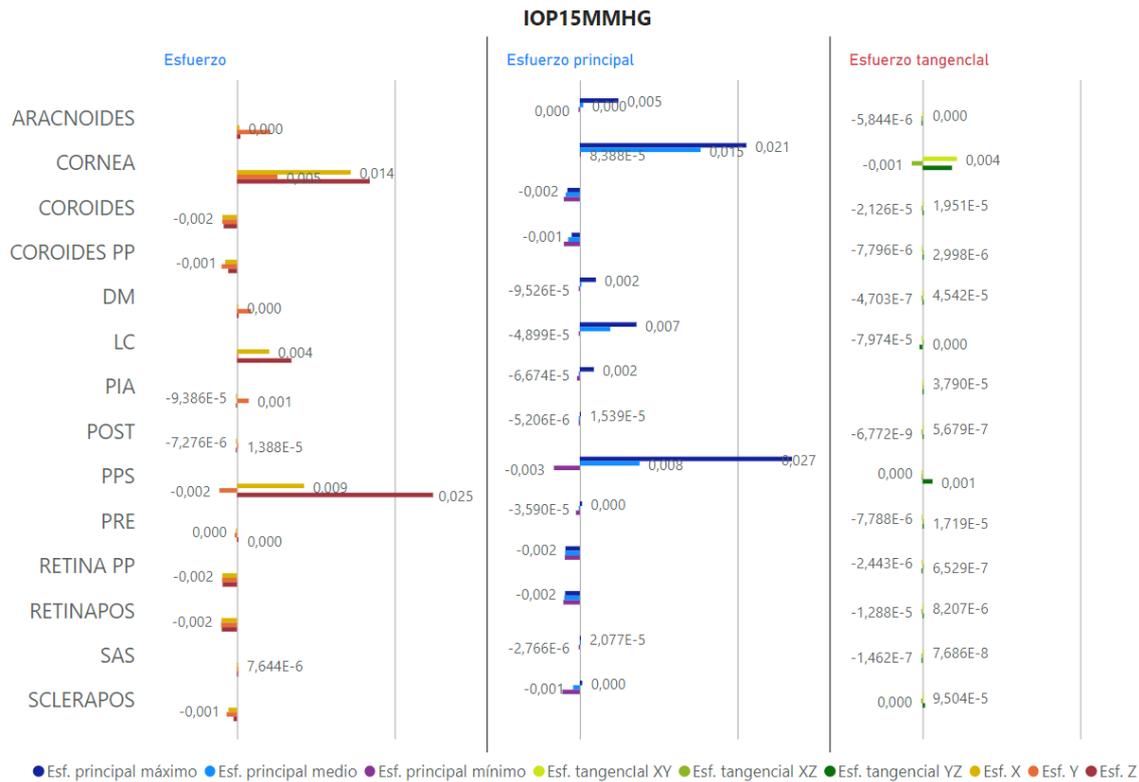


Figura 3.2.2: PIO 15 mmHg. Valores de esfuerzos en todos los tejidos.

### 3.4. Esfuerzos y deformaciones en la CNO en movimientos oculares horizontales

Para esta parte del trabajo se tomaron dos movimientos oculares naturales del ojo: abducción y aducción en el plano horizontal (Ver Fig. B.3.1)-en esta investigación es el notado como *xy*. Se usó el mismo modelo, geometría, condiciones de frontera y cargas que el utilizado para los que se mostraron antes con una PIO normal (15 mmHg) y PIO elevada (45 mmHg).

Estos movimientos se simularon usando restricción de movimiento de manera cuasiestática, rotando cada  $0,5^\circ$  desde  $0^\circ$  hasta  $12^\circ$ . A continuación se muestra los resultados, y en el anexo B se presentan resultados con la tendencia del movimiento, es decir, desde  $1^\circ$  hasta llegar a  $12^\circ$ .

#### 3.4.1. Esfuerzos en la CNO debido a los movimientos oculares horizontales

El comportamiento de los esfuerzos una vez se realizan los movimientos oculares no parece seguir una tendencia. En el único componente que parece aumentar es en los esfuerzos tangenciales, más precisamente en el esfuerzo en el plano *xy*, que es el plano donde se realizan los movimientos (ver Fig. 3.4.3)

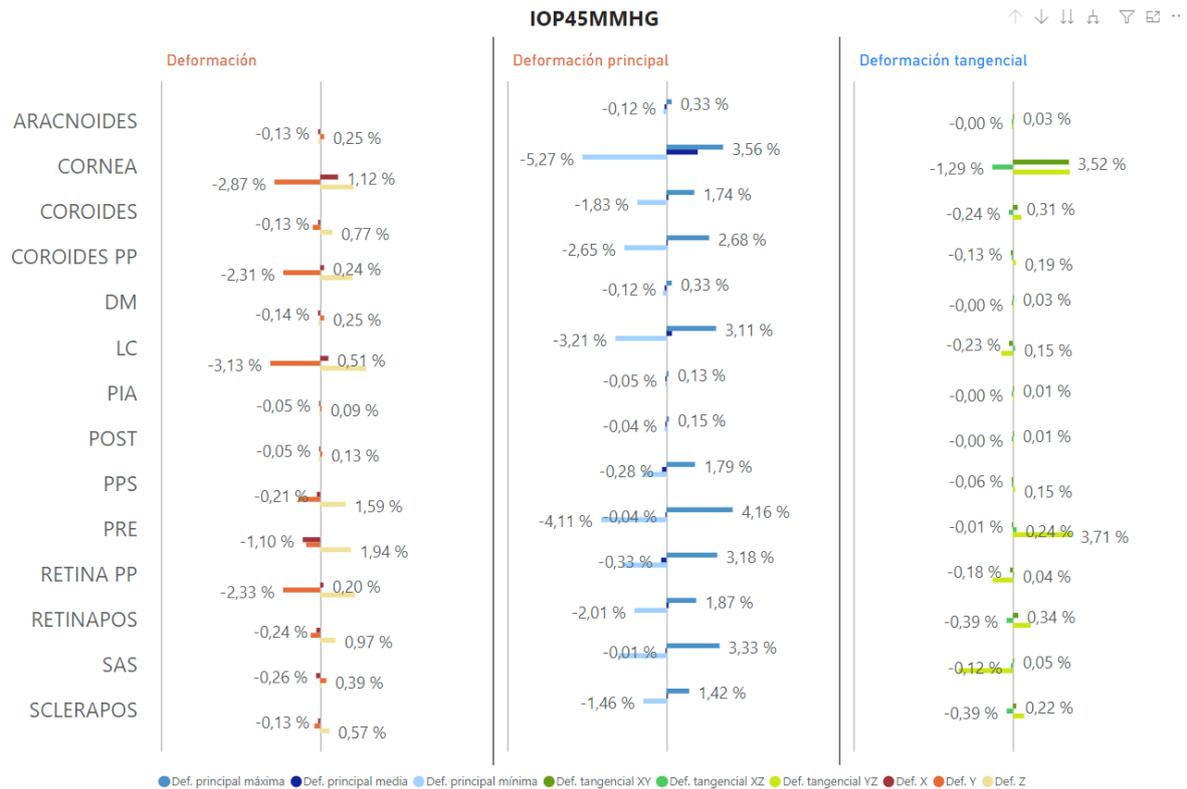


Figura 3.3.1: PIO 45 mmHG. Valores de deformaciones en todos los tejidos.

### 3.4.2. Deformaciones en la CNO debido a los movimientos oculares horizontales

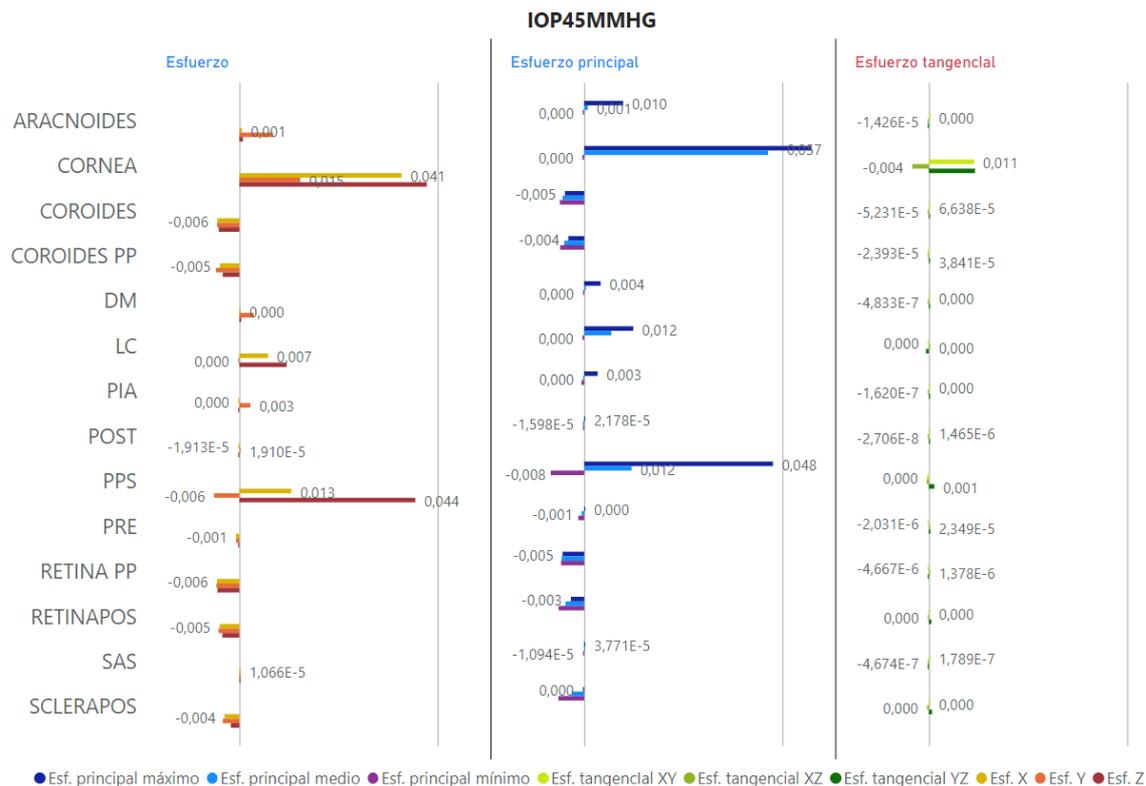
En cuanto a las deformaciones, observamos un aumento en la mayoría de tejidos cuando se realiza la rotación. Podemos observar en la Fig. 3.4.4 gráficamente el aumento en las deformaciones para los tejidos en el nervio óptico y la zona peripapilar.

El mayor aumento de las deformaciones cortantes podemos observarlo en la gráfica de la Fig. 3.4.7, donde observamos como la deformación en el plano xy es marcadamente mayor en la lamina cribosa y el tejido nervioso prelaminar (PRE), y en menor medida en los demás tejidos de la CNO. Esto se tratará en la sección de Discusión 3.5.

## 3.5. Discusión

La hipótesis basada en el tipo de movimiento que realiza el ojo en la abducción y la aducción es que se observara un aumento en los esfuerzos tangenciales sobre el plano del movimiento (xy), aumento en la deformación tangencial, y aumento en los valores en las deformaciones principales.

En la Fig 3.4.7 se observa un aumento general del valor del esfuerzo tangencial xy. Haciendo una correlación entre la rotación y el aumento del valor del esfuerzo tangencial se obtuvo para los tejidos de la CNO un  $R^2$  de  $0.95737 \pm 0.0683$  y  $p$  de  $4.47e-05 \pm 9.983e-05$ , siendo el valor el de la retina el valor inusual, cuya magnitud es pequeña con respecto a los demás tejidos, como se ve en la Fig. B.3.



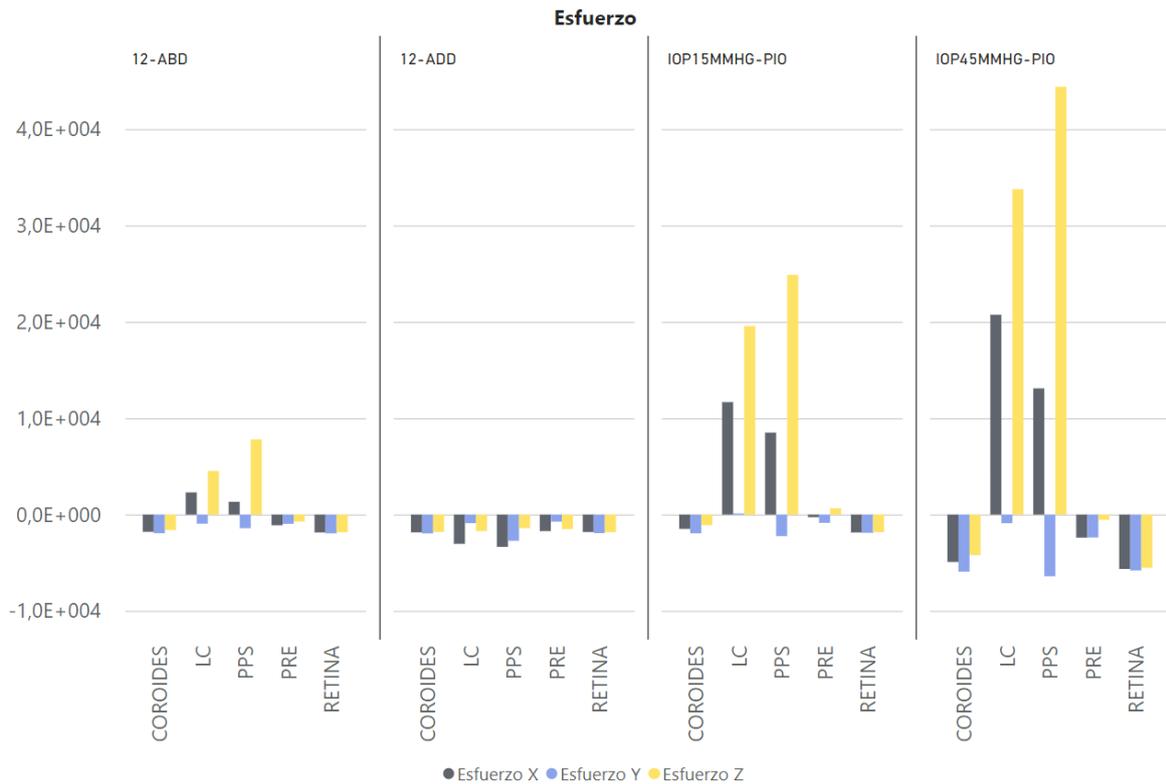
**Figura 3.3.2:** PIO 45 mmHG. Valores de esfuerzos en todos los tejidos.

En cuanto a las deformaciones, vemos una correlación mucho más marcada. Si exploramos los resultados de la deformación tangencial, nuevamente en el plano del movimiento, xy (Fig. 3.2), tenemos un valor de  $R^2 = 0.9677 \pm 0.0468$  y un valor  $p = 8.71e-07 \pm 1.85e-06$ . por lo que podemos afirmar que es probable que la rotación tenga una relación con el aumento en la deformación tangencial en xy. Además, esta deformación es 90 veces la observada para el modelo de PIO 15 mmHG en el tejido nervioso prelaminar, el tejido más afectado, y varias veces para los demás tejidos de la CNO (ver Tabla 3.2).

Pasando a las deformaciones principales, ante el aumento previsto en la deformación tangencial xy, y teniendo las mismas condiciones con PIO 15 mmHG, se preveía un aumento cuando se realizaran los movimientos de rotación en abducción y aducción. Encontramos, según los datos obtenidos, que esto tiene una probabilidad de ser cierto en el tejido nervioso prelaminar y en la retina peripapilar.

Para el tejido nervioso prelaminar se obtuvieron valores de 2.1, 1.4 y 1.4 veces el valor obtenido con solo PIO de 15 mmHG para la deformación principal máxima, media y mínima, respectivamente. Para la retina peripapilar estos valores fueron de 2.1, 5.3 y 2.1.

En cuanto a la correlación entre mayor rotación y aumento de valor de las deformaciones principales, obtuvimos alta correlación para las deformaciones principal máxima y mínima. Para la deformación principal máxima  $R^2 = 0.9503 \pm 0.0574$  y un valor  $p = 2.64e-06 \pm 5.753e-06$ ; y para la deformación mínima  $R^2 = 0.0.949 \pm 0.0574$  y un valor  $p = 2.21e-06 \pm 4.06e-06$ . Para la deformación principal media, se observa que para algunos tejidos el vector de deformación va cambiando de direc-

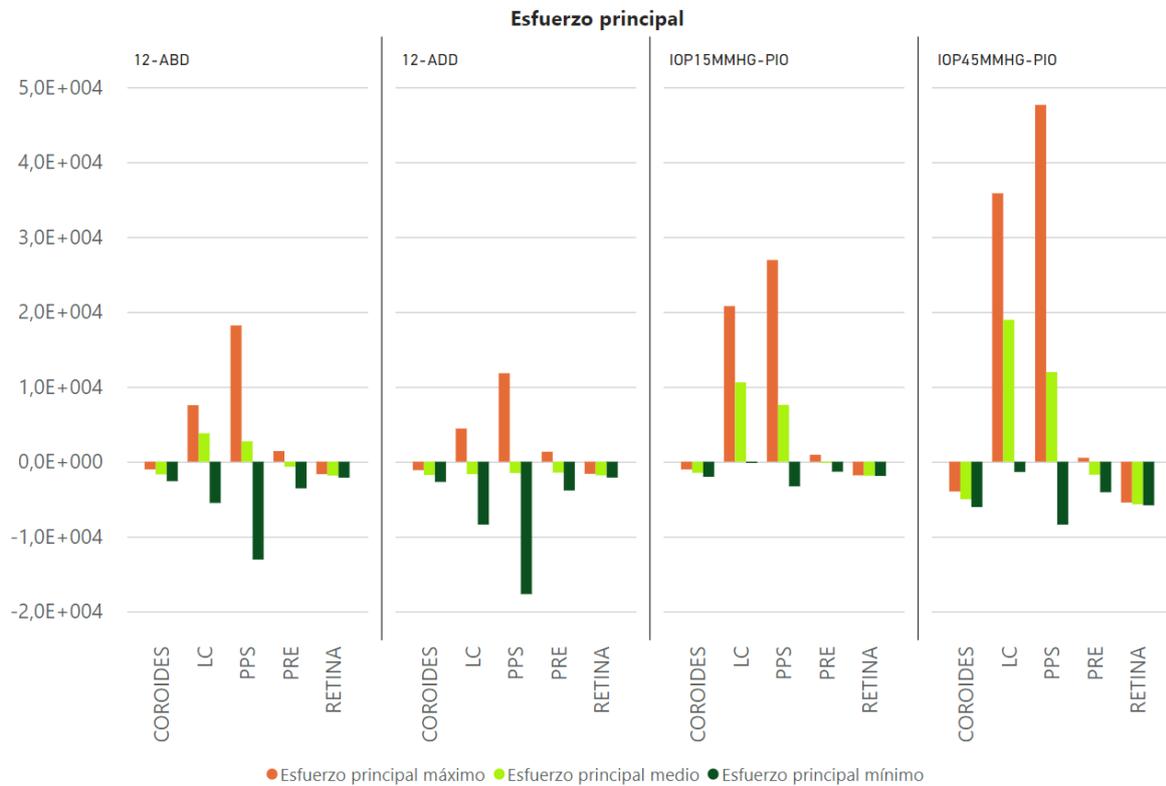


**Figura 3.4.1:** Comparación de los valores encontrados en los tejidos de CNO para el esfuerzo en sus tres direcciones en el sistema coordinado

ción a medida que se realiza el movimiento (ver Fig. B.3), por lo que obtuvimos una baja correlación. Sin embargo, los valores a la máxima rotación se observan en la Tabla. 3.4.

Estos resultados toman relevancia cuando se tiene en cuenta que en estas regiones (LC, tejido prelaminar, retina peripapilar) es donde, según la literatura [Band et al., 2009], se presentan diversos problemas relacionados con la degeneración del tejido nervioso, entre ellos el glaucoma. En cuanto a los esfuerzos cortantes, se ha observado que moléculas de adhesión celular son directamente activadas por esfuerzos de este tipo, específicamente en el endotelio vascular [Rosario Hernandez and Pena, 1997]; se cree que los astrocitos de la lamina cribosa pueden ser afectados por las cargas mecánicas en el ojo, debido a diferentes mecanismos [Rosario Hernandez and Pena, 1997]. Sin embargo, en nuestro estudio no se puede identificar cómo el aumento de los esfuerzos afecten esta zona de forma patológica, por lo que se recomienda ahondar en su estudio en otros trabajos

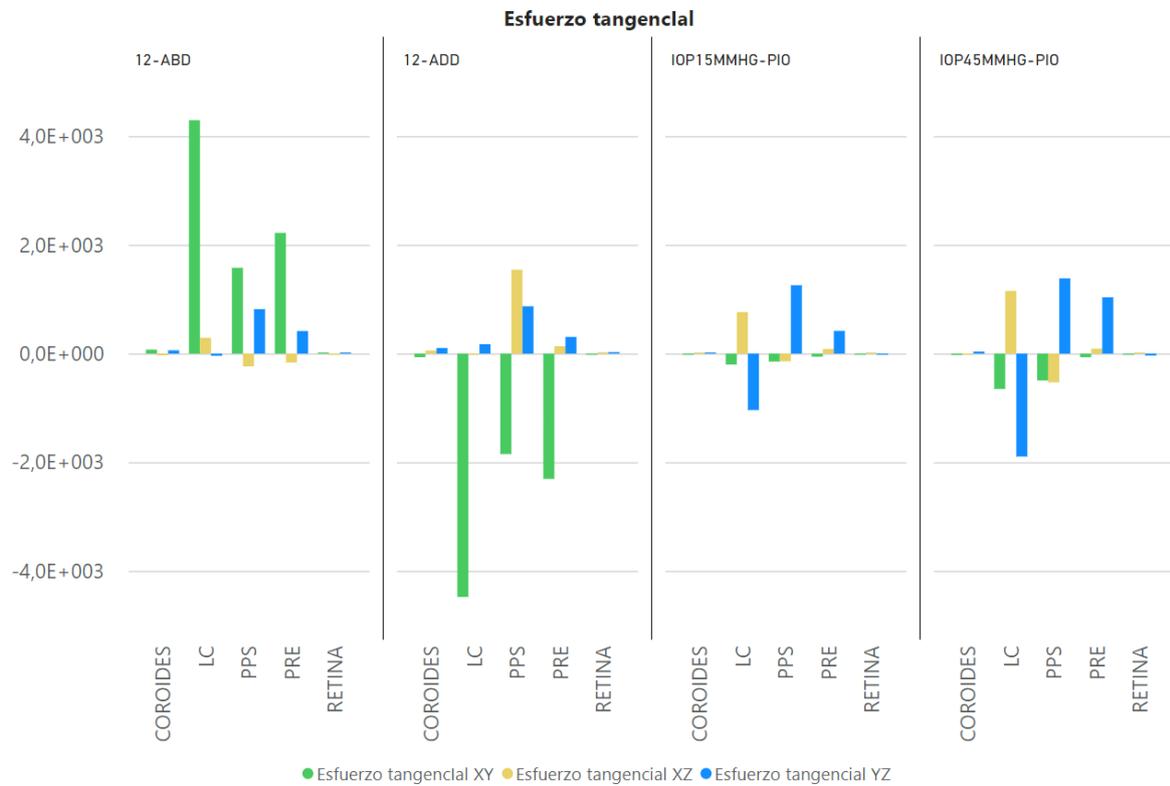
Por último, se observa que el aumento de la PIO, lo que se conoce como hipertensión, afecta la biomecánica de todos los tejidos internos del ojo, en especial la lamina cribosa. Esto es consistente con trabajos de otros autores [Sigal et al., 2004] [Feola et al., 2016] [Wang et al., 2016], y el trabajo previo [Muñoz-Sarmiento et al., 2019].



**Figura 3.4.2:** Comparación de los valores encontrados en los tejidos de CNO para el esfuerzo principal máximo, medio y mínimo

<b>Región</b>	<b>ABD 12°</b>	<b>ADD 12°</b>	<b>PIO 15 mmHg</b>	<b>PIO 45 mmHg</b>	<b>Aumento ABD vs PIO 15 mm Hg</b>
Coroides peripapilar	74.13	-64.82	-7.8	-23.93	9.5
Lamina cribosa	1477.01	-1560.47	-79.74	-237.53	18.5
Esclera peripapilar	1578.69	-1848.24	-146.91	-494.05	10.7
Tejido nervioso prelaminar	709.24	-730.61	-7.79	-2.03	89.7
Retina peripapilar	15.10	-9.7	-2.44	-4.67	6.2

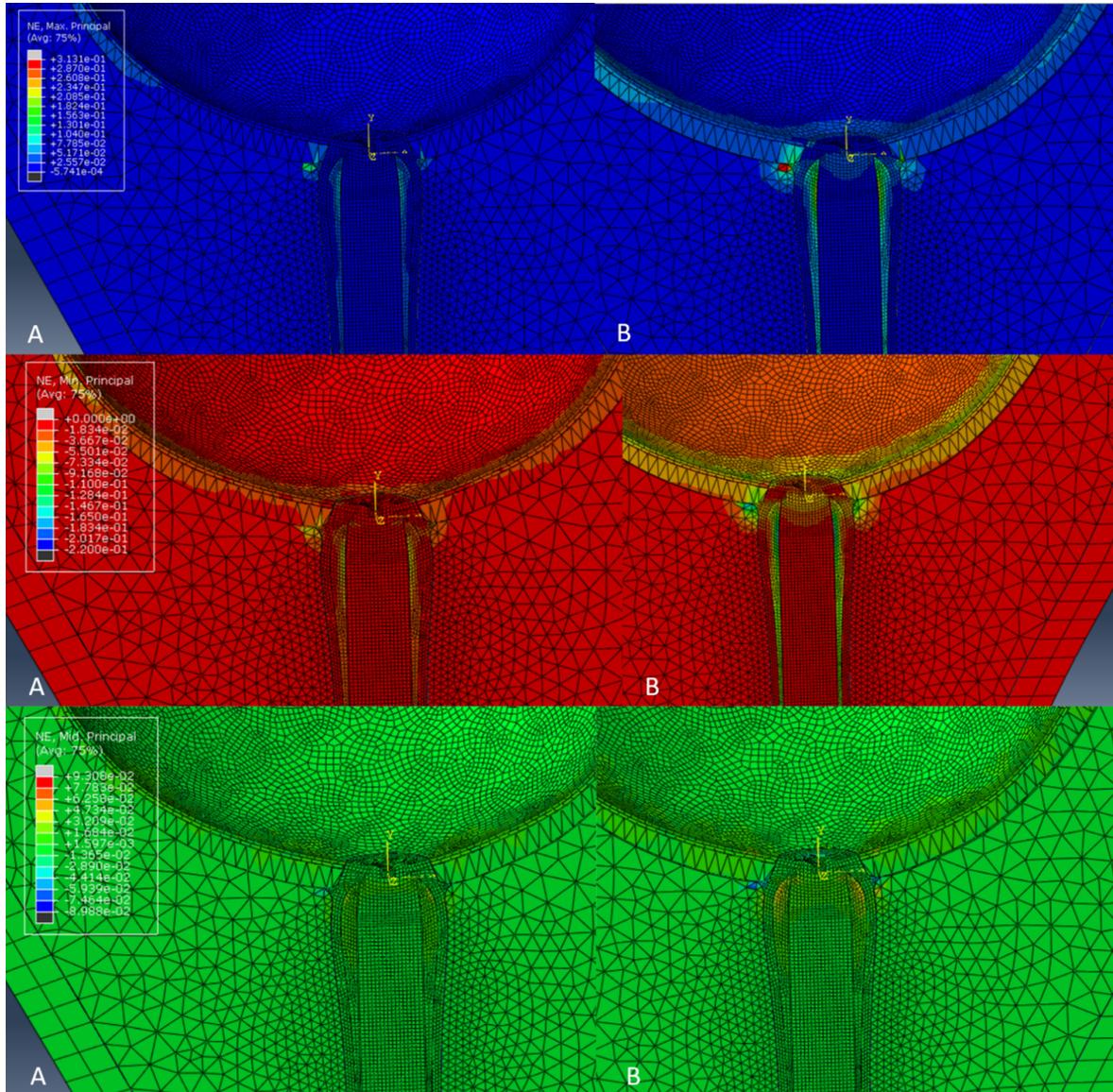
**Tabla 3.1:** Comparación de los valores de esfuerzo tangencial xy



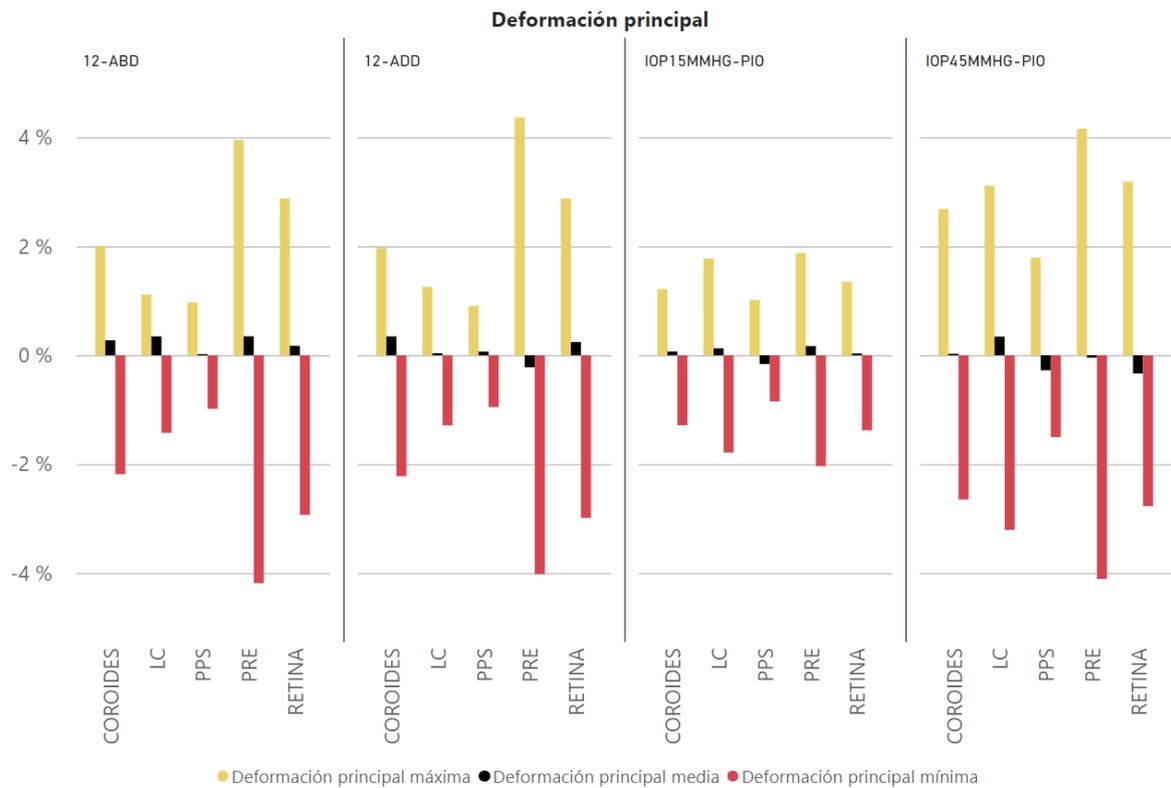
**Figura 3.4.3:** Comparación de los valores encontrados en los tejidos de CNO para el esfuerzo tangencial en sus tres direcciones.

<b>Región</b>	<b>ABD 12 °</b>	<b>ADD 12 °</b>	<b>PIO 15 mmHg</b>	<b>PIO 45 mmHg</b>	<b>Aumento ABD vs PIO 15 mm Hg</b>
Coroides peripapilar	0.4039 %	-0.3541 %	-0.0420 %	-0.1277 %	10.1
Lamina cribosa	1.4660 %	-1.5509 %	-0.0788 %	-0.2334 %	18.4
Esclera peripapilar	0.1947 %	-0.2274 %	-0.0181 %	-0.0583 %	10.6
Tejido nervioso prelaminar	7.0374 %	-7.2710 %	-0.0753 %	-0.0150 %	89.6
Retina peripapilar	0.7482 %	-0.6514 %	-0.1626 %	-0.1752 %	4.75

**Tabla 3.2:** Comparación de los valores de deformación tangencial xy



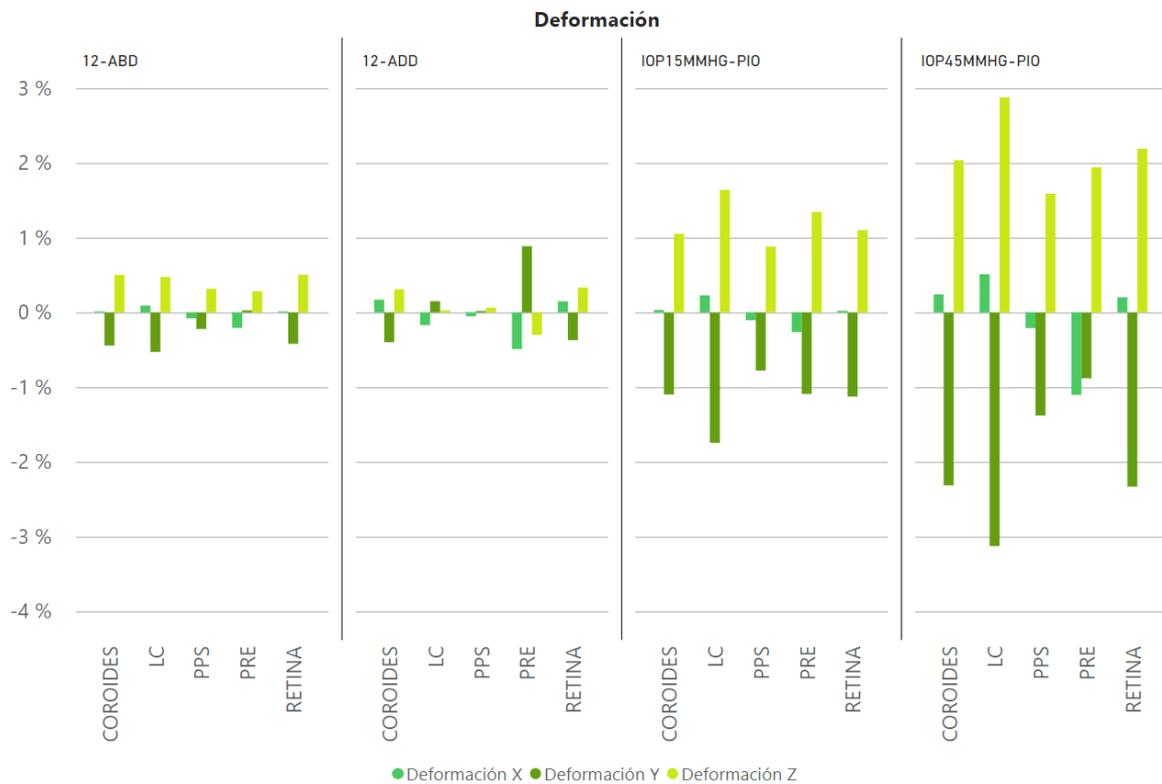
**Figura 3.4.4:** Mapas de color para la deformaciones principales, de arriba a abajo: máxima, mínima y media. La letra A indica modelo PIO 15 mmHG, la letra B indica estado no deformado para abducción a  $12^\circ$



**Figura 3.4.5:** Comparación de los valores encontrados en los tejidos de CNO para la deformación principal máxima, media y mínima

Región	ABD 12°	ADD 12°	PIO 15 mmHg	PIO 45 mmHg	Aumento ABD vs PIO 15 mm Hg
Coroides peripapilar	2.005 %	1.974 %	1.214 %	2.6840 %	0.61
Lamina cribosa	1.115 %	1.256 %	1.777 %	3.113 %	0.62
Esclera peripapilar	0.9731 %	0.9043 %	1.016 %	1.794 %	0.94
Tejido nervioso prelaminar	3.949 %	4.368 %	1.879 %	4.157 %	2.1
Retina peripapilar	2.878 %	2.878 %	1.3485 %	3.185 %	2.1

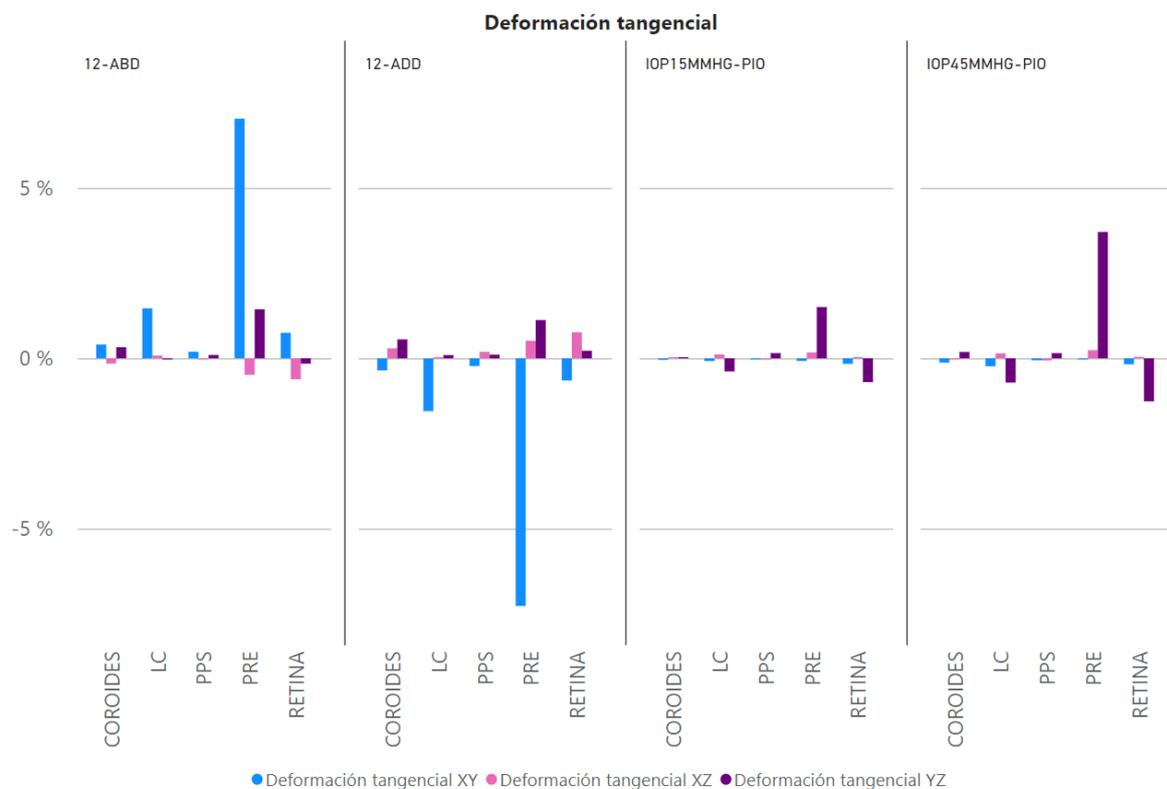
**Tabla 3.3:** Comparación de los valores de deformación principal máxima



**Figura 3.4.6:** Comparación de los valores encontrados en los tejidos de CNO para la deformación en sus tres direcciones en el sistema coordenado

<b>Región</b>	<b>ABD 12°</b>	<b>ADD 12°</b>	<b>PIO 15 mmHg</b>	<b>PIO 45 mmHg</b>	<b>Aumento ABD vs PIO 15 mm Hg</b>
Coroides peripapilar	0.2753 %	0.3467 %	0.0677 %	0.0272 %	4.1
Lamina cribosa	0.3463 %	0.0361 %	0.1271 %	0.3428 %	2.7
Esclera peripapilar	0.0215 %	0.0663 %	-0.1610 %	-0.2755 %	0.1
Tejido nervioso prelaminar	0.3477 %	-0.2207 %	0.1683 %	-0.0423 %	1.4
Retina peripapilar	0.1736 %	0.2432 %	0.0322 %	-0.3338 %	5.3

**Tabla 3.4:** Comparación de los valores de deformación principal media



**Figura 3.4.7:** Comparación de los valores encontrados en los tejidos de CNO para la deformación tangencial en sus tres direcciones

Región	ABD 12°	ADD 12°	PIO 15 mmHg	PIO 45 mmHg	Aumento ABD vs PIO 15 mm Hg
Coroides peripapilar	-2.183 %	-2.220 %	-1.286 %	-2.6478 %	1.7
Lamina cribosa	-1.4242 %	-1.286 %	-1.785 %	-3.206 %	0.8
Esclera peripapilar	-0.9834 %	-0.9515 %	-0.8468 %	-1.502 %	1.2
Tejido nervioso prelaminar	-4.1835 %	-4.021 %	-2.035 %	-4.106 %	2.1
Retina peripapilar	-2.930 %	-2.985 %	-1.377 %	-2.770 %	2.1

**Tabla 3.5:** Comparación de los valores de deformación principal mínima

## Capítulo 4

# Conclusiones

1. El principal impacto de los movimientos oculares de abducción y aducción sobre los tejidos de la cabeza del nervio óptico es el aumento en la deformación y el esfuerzo tangencial en el plano del movimiento, comparado con el estado normal de una PIO de 15 mmHg.
2. Encontramos que en la región prelaminar y retina peripapilar, cuando se ejecutan los movimientos oculares de abducción y aducción hay aumento en la deformación tangencial en el plano del movimiento, así como aumento de la deformación principal máxima y mínima. También hay aumento en el esfuerzo tangencial en el plano del movimiento. Todo con respecto al estado normal del ojo-PIO de 15 mmHg.
3. La deformación tangencial en el plano xy, plano del movimiento de abducción y aducción, en la región prelaminar es, en magnitud, 90 veces mayor que la encontrada para PIO normal. Asimismo en la LC este valor es aproximadamente 18 veces mayor.
4. En cuanto a los esfuerzos principales, observamos que las magnitudes son en general menores que las obtenidas para PIO normal-y mucho menores que para PIO elevada. Sin embargo, para el tejido prelaminar en aducción y abducción encontramos que el esfuerzo principal máximo es una vez y medio veces mayor, el medio es hasta trece veces mayor-en compresión, y el mínimo es tres veces mayor, en magnitud, al observado en PIO normal.
5. Cuando se observan los resultados obtenidos para esfuerzos tangenciales, se percibe un impacto grande de los movimientos oculares en la biomecánica de los tejidos de la cabeza del nervio óptico. En la LC el valor de esfuerzo tangencial en xy en aducción y abducción es de veinte veces el valor en PIO normal. En la región de tejido prelaminar el valor de esfuerzo tangencial en plano xy es hasta noventa veces mayor cuando se tiene aducción o abducción con respecto al valor en PIO normal.
6. A pesar de haber encontrado un aumento significativo en valores de esfuerzo y deformación cuando se realizan movimientos oculares horizontales, concordamos con estudios previos [Feola et al., 2016] [Wang et al., 2016] [Muñoz-Sarmiento et al., 2019] identificando el aumento de la PIO como el principal factor de impacto en la biomecánica de los tejidos de la cabeza del nervio óptico.

**Recomendaciones** Con el presente trabajo queremos aportar herramientas para el análisis de la biomecánica del ojo, presentando factores que podrían influir en el comportamiento de la

cabeza del nervio óptico, como los movimientos oculares de abducción y aducción. Luego de concluido el trabajo, presentamos diferentes recomendaciones y direcciones hacia donde explorar. La primera, que se mencionó en el documento y en el Anexo A, es el modelo de material para el SAS; sabiendo que esta tejido es una estructura sólida que contiene un líquido (el líquido cefalorraquídeo), un modelo tipo porohiperelástico podría aproximar mejor su comportamiento. Como segunda recomendación tenemos los diferentes movimientos oculares (estáticos); aquí exploramos la abducción y aducción, se tiene adicionalmente la elevación y depresión, y la intorsión y extorsión. Tercero, poder obtener propiedades más detalladas de los tejidos, sabiendo que los tejidos normalmente no tienen comportamiento lineal, y que son totalmente anisotrópicos. Por último, este modelo aborda el problema de manera macro, a nivel de tejido como estructura homogénea con interacciones puramente mecánicas. Asimismo, se observa que hacen falta estudios con respecto al impacto que tienen las cargas y deformaciones cortantes específicamente en los tejidos del nervio óptico.

# Bibliografía

- [Ayyalasomayajula et al., 2015] Ayyalasomayajula, A., Park, R. I., Simon, B. R., and Vande Geest, J. P. (2015). A porohyperelastic finite element model of the eye: the influence of stiffness and permeability on intraocular pressure and optic nerve head biomechanics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 5842(November):1–12.
- [Band et al., 2009] Band, L. R., Hall, C. L., Richardson, G., Jensen, O. E., Siggers, J. H., and Foss, A. J. E. (2009). Intracellular Flow in Optic Nerve Axons: A Mechanism for Cell Death in Glaucoma. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 50(8):3750.
- [Bellezza et al., 2000] Bellezza, A. J., Hart, R. T., and Burgoyne, C. F. (2000). The optic nerve head as a biomechanical structure: Initial finite element modeling. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 41(10):2991–3000.
- [Berdahl et al., 2008] Berdahl, J. P., Allingham, R. R., and Johnson, D. H. (2008). Cerebrospinal fluid pressure is decreased in primary open-angle glaucoma. *Ophthalmology*, 115(5):763–8.
- [Burgoyne et al., 2005] Burgoyne, C. F., Crawford Downs, J., Bellezza, A. J., Francis Suh, J. K., and Hart, R. T. (2005). The optic nerve head as a biomechanical structure: A new paradigm for understanding the role of IOP-related stress and strain in the pathophysiology of glaucomatous optic nerve head damage.
- [Campbell et al., 2014] Campbell, I. C., Coudrillier, B., and Ross Ethier, C. (2014). Biomechanics of the Posterior Eye: A Critical Role in Health and Disease. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(2):021005.
- [Chen et al., 2014] Chen, K., Rowley, A. P., Weiland, J. D., and Humayun, M. S. (2014). Elastic properties of human posterior eye. *Journal of biomedical materials research. Part A*, 102(6):2001–7.
- [Chen and Weiland, 2011] Chen, K. and Weiland, J. D. (2011). Mechanical properties of orbital fat and its encapsulating connective tissue. *Journal of biomechanical engineering*, 133(6):064505.
- [Dechow et al., 1993] Dechow, P. C., Nail, G. A., Schwartz-Dabney, C. L., and Ashman, R. B. (1993). Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. *American Journal of Physical Anthropology*, 90(3):291–306.
- [Demer et al., 2020] Demer, J. L., Clark, R. A., Suh, S. Y., Giaconi, J. A., Nouri-Mahdavi, K., Law, S. K., Bonelli, L., Coleman, A. L., and Caprioli, J. (2020). Optic Nerve Traction During Adduction in Open Angle Glaucoma with Normal versus Elevated Intraocular Pressure. *Current Eye Research*, 45(2):199–210.

- [Dongqi and Zeqin, 1999] Dongqi, H. and Zeqin, R. (1999). A biomathematical model for pressure-dependent lamina cribrosa behavior. *Journal of Biomechanics*, 32(6):579–584.
- [Downs et al., 2008] Downs, J. C., Roberts, M. D., and Burgoyne, C. F. (2008). The Mechanical Environment of the Optic Nerve Head in Glaucoma. *Optom Vis Sci*, 85(6):425–435.
- [Downs et al., 2009] Downs, J. C., Roberts, M. D., Hart, R. T., and Burgoyne, C. F. (2009). Multiscale Finite Element Modeling of the Lamina Cribrosa Microarchitecture in the Eye. In *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, number I, pages 4277–4280.
- [Feola et al., 2016] Feola, A. J., Myers, J. G., Raykin, J., Mulugeta, L., Nelson, E. S., Samuels, B. C., and Ethier, C. R. (2016). Finite Element Modeling of Factors Influencing Optic Nerve Head Deformation Due to Intracranial Pressure. *Investigative ophthalmology & visual science*, 57(4):1901–11.
- [Girard et al., 2009a] Girard, M. J. A., Downs, J. C., Bottlang, M., Burgoyne, C. F., and Suh, J.-k. F. (2009a). Peripapillary and Posterior Scleral Mechanics, Part II – Experimental and Inverse Finite Element Characterization. *Journal of Biomechanical Engineering*, 131(5):1–25.
- [Girard et al., 2009b] Girard, M. J. A., Downs, J. C., Burgoyne, C. F., and Suh, J.-K. F. (2009b). Peripapillary and posterior scleral mechanics—part I: development of an anisotropic hyperelastic constitutive model. *Journal of biomechanical engineering*, 131(5):051011.
- [Grytz et al., 2020] Grytz, R., Krishnan, K., Whitley, R., Libertiaux, V., Sigal, I. A., Girkin, C. A., and Downs, J. C. (2020). A mesh-free approach to incorporate complex anisotropic and heterogeneous material properties into eye-specific finite element models. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 358:112654.
- [Gupta et al., 2009] Gupta, S., Soellinger, M., Boesiger, P., Poulikakos, D., and Kurtcuoglu, V. (2009). Three-dimensional computational modeling of subject-specific cerebrospinal fluid flow in the subarachnoid space. *Journal of biomechanical engineering*, 131(2):021010.
- [Jafari et al., 2021] Jafari, S., Lu, Y., Park, J., and Demer, J. L. (2021). Finite element model of ocular adduction by active extraocular muscle contraction. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 62(1):3–5.
- [Jonas et al., 2003] Jonas, J. B., Berenshtein, E., and Holbach, L. (2003). Anatomic Relationship between Lamina Cribrosa, Intraocular Space, and Cerebrospinal Fluid Space. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 44(12):5189.
- [Kass, 1994] Kass, M. A. (1994). The ocular hypertension treatment study. *Journal of Glaucoma*, 3(2):97–100.
- [Kels et al., 2015] Kels, B. D., Grzybowski, A., and Grant-Kels, J. M. (2015). Human ocular anatomy. *Clinics in Dermatology*, 33(2):140–146.
- [Killer et al., 2003] Killer, H. E., Laeng, H. R., Flammer, J., and Groscurth, P. (2003). Architecture of arachnoid trabeculae, pillars, and septa in the subarachnoid space of the human optic nerve: anatomy and clinical considerations. *The British journal of ophthalmology*, 87(6):777–81.
- [Knepper and Samples, 2016] Knepper, P. A. and Samples, J. R. (2016). *Glaucoma Research and Clinical Advances 2016 to 2018*, volume 1. Kugler Publications.

- [Landau and Lifshitz, 1994] Landau, L. D. and Lifshitz, E. M. (1994). *Theory of elasticity*. Institute of physical problems, U.S.S.R. academy of sciences.
- [Le, 2020] Le, A. (2020). *Optic Nerve Deformation by Eye Movements*. PhD thesis, UCLA.
- [Maas et al., 2012] Maas, S. A., Ellis, B. J., Ateshian, G. A., and Weiss, J. A. (2012). FEBio: Finite elements for biomechanics. *Journal of Biomechanical Engineering*, 134(1):1–10.
- [Mackenzie, 1830] Mackenzie, W. (1830). *A Practical Treatise of the Diseases of the Eye*. Longman & Company.
- [Muñoz-Sarmiento et al., 2019] Muñoz-Sarmiento, D. M. D., Rodríguez-Montaño, Ó. L. Ó., Alarcón-Castiblanco, J. D. J., Gamboa-Márquez, M. A. M., Corredor-Gómez, J. J. P., and Cortés-Rodríguez, C. C. J. (2019). A finite element study of posterior eye biomechanics: The influence of intraocular and cerebrospinal pressure on the optic nerve head, peripapillary region, subarachnoid space and meninges. *Informatics in Medicine Unlocked*, 15:100185.
- [Norman et al., 2010] Norman, R. E., Flanagan, J. G., Rausch, S. M., Sigal, I. A., Tertinegg, I., Eilaghi, A., Portnoy, S., Sled, J. G., and Ethier, C. R. (2010). Dimensions of the human sclera: Thickness measurement and regional changes with axial length. *Experimental Eye Research*, 90(2):277–284.
- [Norman et al., 2011] Norman, R. E., Flanagan, J. G., Sigal, I. a., Rausch, S. M. K., Tertinegg, I., and Ethier, C. R. (2011). Finite element modeling of the human sclera: Influence on optic nerve head biomechanics and connections with glaucoma. *Experimental Eye Research*, 93(1):4–12.
- [Qian et al., 2015] Qian, X., Zhang, K., and Liu, Z. (2015). A method to determine the mechanical properties of the retina based on an experiment in vivo. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 26(s1):S287–S297.
- [Rogers, 2011] Rogers, K., editor (2011). *The Eye the physiology of human perception*. Britannica Educational Publishing, New York, NY, 1st ed edition.
- [Rosario Hernandez and Pena, 1997] Rosario Hernandez, M. and Pena, J. D. (1997). The optic nerve head in glaucomatous optic neuropathy. *Archives of Ophthalmology*, 115(3):389–395.
- [Ross and Pawlina, 2007] Ross, M. and Pawlina, W. (2007). *Histologia: Texto Y Atlas*. Médica Panamericana.
- [Saboori and Sadegh, 2011] Saboori, P. and Sadegh, a. (2011). Material modeling of the head’s subarachnoid space. *Scientia Iranica*, 18(6):1492–1499.
- [Salvetat et al., 2016] Salvétat, M. L., Zeppieri, M., Tosoni, C., and Brusini, P. (2016). Baseline factors predicting the risk of conversion from ocular hypertension to primary open-angle glaucoma during a 10-year follow-up. *Eye (Basingstoke)*, 30(6):784–795.
- [Schwaner et al., 2020] Schwaner, S. A., Feola, A. J., and Ethier, C. R. (2020). Factors affecting optic nerve head biomechanics in a rat model of glaucoma. *Journal of The Royal Society Interface*, 17(165):20190695.
- [Shahzad et al., 2015] Shahzad, M., Kamran, A., Siddiqui, M. Z., and Farhan, M. (2015). Mechanical characterization and FE modelling of a hyperelastic material. *Materials Research*, 18(5):918–924.

- [Sigal et al., 2005a] Sigal, I. A., Flanagan, J. G., and Ethier, C. R. (2005a). Factors Influencing Optic Nerve Head Biomechanics. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 46(11):4189.
- [Sigal et al., 2004] Sigal, I. A., Flanagan, J. G., Tertinegg, I., and Ethier, C. R. (2004). Finite Element Modeling of Optic Nerve Head Biomechanics. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 45(12):4378.
- [Sigal et al., 2005b] Sigal, I. A., Flanagan, J. G., Tertinegg, I., and Ethier, C. R. (2005b). Reconstruction of human optic nerve heads for finite element modeling. *Technology and health care : official journal of the European Society for Engineering and Medicine*, 13(4):313–29.
- [Smith, 2009] Smith, M. (2009). *ABAQUS/Standard User's Manual, Version 6.9*. Dassault Systèmes Simulia Corp, United States.
- [Stamper, 1984] Stamper, R. L. (1984). The effect of glaucoma on central visual function. *Transactions of the American Ophthalmological Society*, VOL. 82:792–826.
- [Tham et al., 2014] Tham, Y. C., Li, X., Wong, T. Y., Quigley, H. A., Aung, T., and Cheng, C. Y. (2014). Global prevalence of glaucoma and projections of glaucoma burden through 2040: A systematic review and meta-analysis. *Ophthalmology*, 121(11):2081–2090.
- [Vurgese et al., 2012] Vurgese, S., Panda-Jonas, S., and Jonas, J. B. (2012). Scleral thickness in human eyes. *PloS one*, 7(1):e29692.
- [Wang et al., 2017] Wang, X., Fisher, L. K., Milea, D., Jonas, J. B., and Girard, M. J. (2017). Predictions of optic nerve traction forces and peripapillary tissue stresses following horizontal eye movements. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 58(4):2044–2053.
- [Wang et al., 2016] Wang, X., Rumpel, H., Lim, W. E. H., Baskaran, M., Perera, S. A., Nongpiur, M. E., Aung, T., Milea, D., and Girard, M. J. A. (2016). Finite Element Analysis Predicts Large Optic Nerve Head Strains During Horizontal Eye Movements. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 57(6):2452–2462.
- [Weinreb et al., 2014] Weinreb, R. N., Aung, T., and Medeiros, F. A. (2014). The pathophysiology and treatment of glaucoma: A review. *JAMA - Journal of the American Medical Association*, 311(18):1901–1911.
- [Wollensak et al., 2003] Wollensak, G., Spoerl, E., and Seiler, T. (2003). Stress-strain measurements of human and porcine corneas after riboflavin-ultraviolet-A-induced cross-linking. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 29(9):1780–1785.
- [Woo et al., 1972] Woo, S. L., Kobayashi, A. S., Lawrence, C., and Schlegel, W. A. (1972). Mathematical model of the corneo-scleral shell as applied to intraocular pressure-volume relations and applanation tonometry. *Annals of Biomedical Engineering*, 1(1):87–98.
- [Yeoh, 1997] Yeoh, O. (1997). Hyperelastic material models for finite element analysis of rubber. *Journal of Natural Rubber Research*, 12:142–153.
- [Zhang et al., 2015] Zhang, L., Albon, J., Jones, H., Gouget, C. L. M., Ethier, C. R., Goh, J. C. H., and Girard, M. J. A. (2015). Collagen microstructural factors influencing optic nerve head biomechanics. *Investigative ophthalmology & visual science*, 56(3):2031–42.

[Zienkiewicz and Taylor, 2000] Zienkiewicz, O. C. and Taylor, R. L. (2000). *The Finite Element Method: The basis*. Butterworth-Heinemann, Oxford.

# Apéndice A

## Modelo sin SAS

Como se expuso en el núcleo del documento, se generaron dos modelos: uno modelando el SAS como estructura sólida y un segundo dejando este espacio vacío y aplicando una presión, que es la presión del líquido cefalorraquídeo (PLCR). Este modelo tiene los mismo parámetros ya descritos, sin embargo, ante la ausencia del SAS sus resultados difieren.

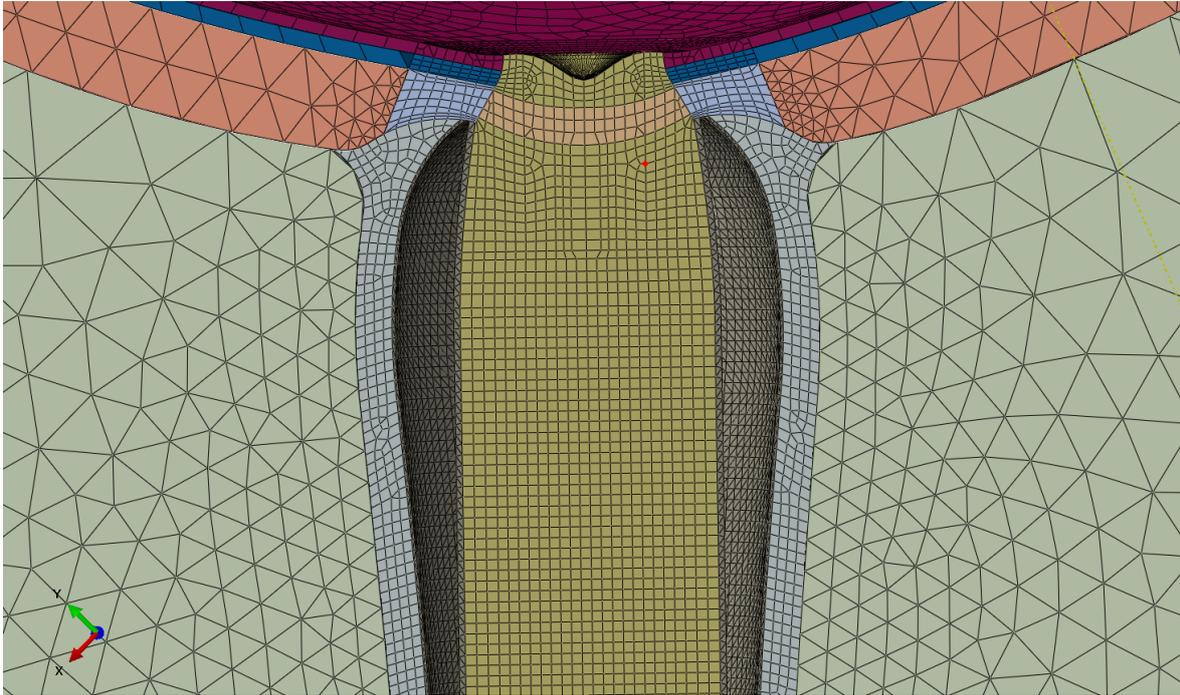
En la Fig. [A.0.1](#) observamos el mallado del modelo sin SAS.

### A.1. Comparación de modelo con SAS sólido o PLCR

En la Fig. [A.1.1](#) se observa el resumen de los resultados obtenidos en las simulaciones de los modelos con SAS y sin SAS para la región preliminar, dividido en sus tres secciones: central, medial y lateral. Se observa como claramente hay un aumento de la deformación principal cuando se usa el modelo sin SAS, acentuándose con el aumento de la PIO hacia valores de hipertensión ocular. Esto lo podemos evidenciar con la Tabla [A.1](#).

En la Tabla [A.1](#) se listan los valores de deformación principal máxima para las regiones tejido nervioso preliminar (PRE) y lamina cribosa (LC), divididas en subregiones. La subregión más afectada es la del tejido preliminar en su región central, donde típicamente se observa la primera degeneración y muerte celular en algunas enfermedades como el glaucoma, según la literatura [[Rosario Hernandez and Pena, 1997](#)]. En este sentido se observa la función de amortiguación que cumple el espacio subaracnoideo, que así como se cumple en el cerebro [[Gupta et al., 2009](#)] se cumple en el nervio óptico [[Muñoz-Sarmiento et al., 2019](#)], y la influencia en la biomecánica de todo el sistema.

Teniendo esto en cuenta, se tomó la decisión de realizar solo el análisis con el modelo con SAS como sólido deformable, toda vez que cumple la función primordial que es la de proteger el nervio óptico, ante la ausencia de un mejor modelo que pueda capturar la complejidad de esta estructura [[Muñoz-Sarmiento et al., 2019](#)].



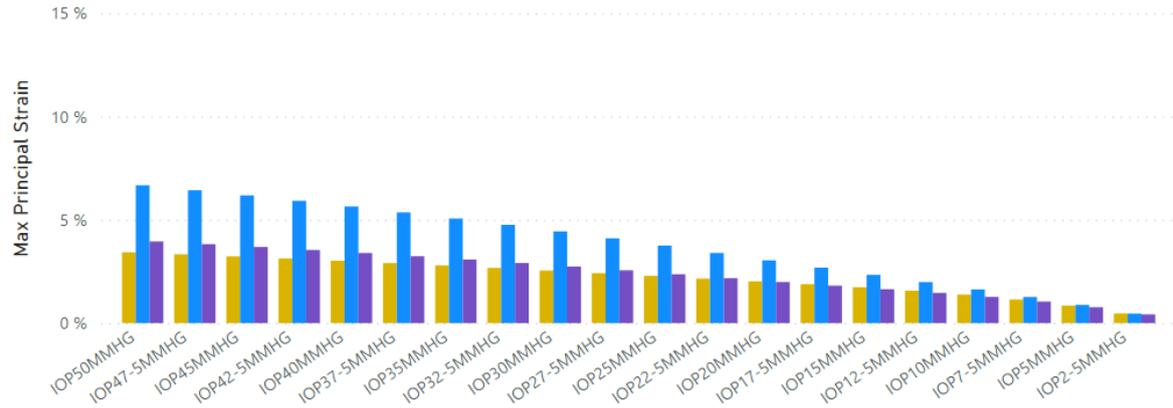
**Figura A.0.1:** Mallado. Detalle del mallado en zona peripapilar.

Región	15 mmHg			50 mmHg		
	PIO	PIO SIN SAS	Diferencia	PIO	PIO SIN SAS	Diferencia
LC-C	1.68 %	1.85 %	0.17 %	3.07 %	4.77 %	1.71 %
LC-L	1.92 %	2.04 %	0.12 %	3.54 %	4.82 %	1.28 %
LC-M1	1.74 %	1.90 %	0.16 %	3.17 %	4.85 %	1.69 %
LC-M2	1.87 %	1.97 %	0.10 %	3.42 %	4.92 %	1.49 %
PRE-C	1.74 %	2.35 %	0.61 %	3.43 %	13.60 %	10.17 %
PRE-L	2.33 %	1.34 %	-0.99 %	6.67 %	11.39 %	4.71 %
PRE-M1	1.64 %	1.80 %	0.17 %	3.95 %	11.25 %	7.29 %

**Tabla A.1:** Comparación de los valores de deformación máxima principal

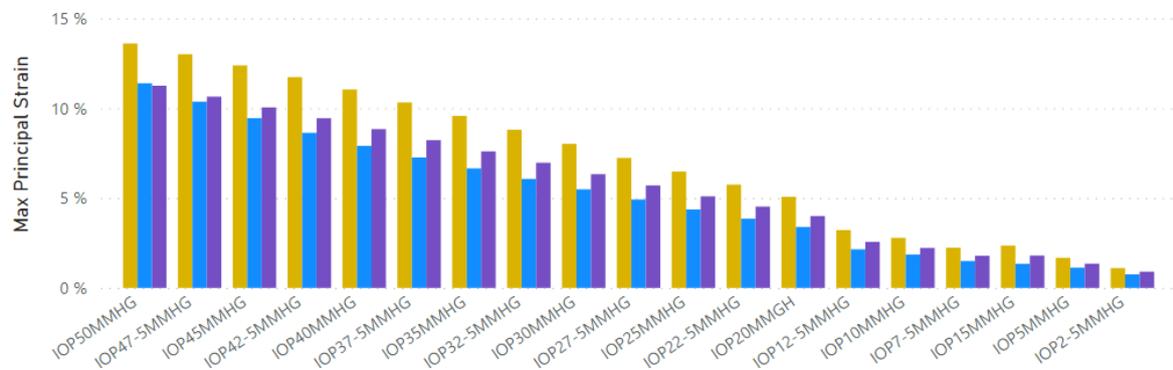
### MODELO CON SAS

Region ● PRELNT-C ● PRELNT-L ● PRELNT-M1



### MODELO SIN SAS

Region ● PRE-C ● PRE-L ● PRE-M1



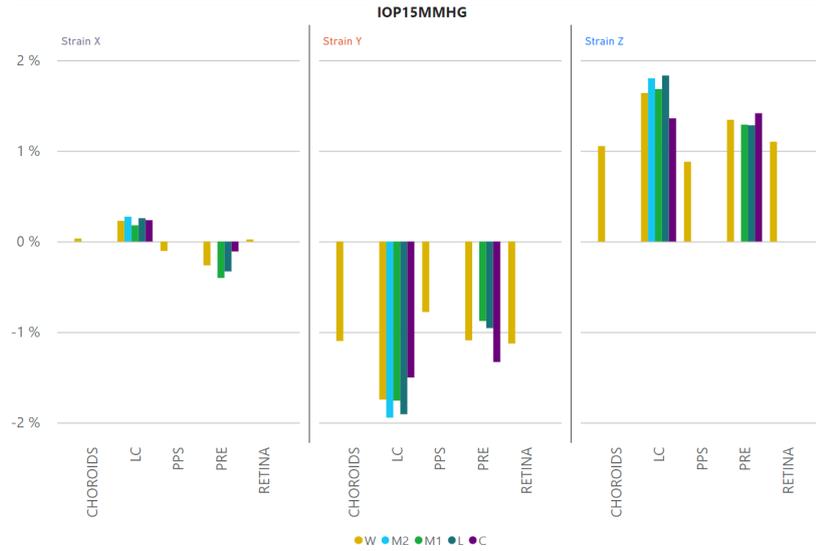
**Figura A.1.1:** Valores de deformación principal máxima para la región prelaminar en sus tres secciones, C: central, M:medial , y L:lateral

## **Apéndice B**

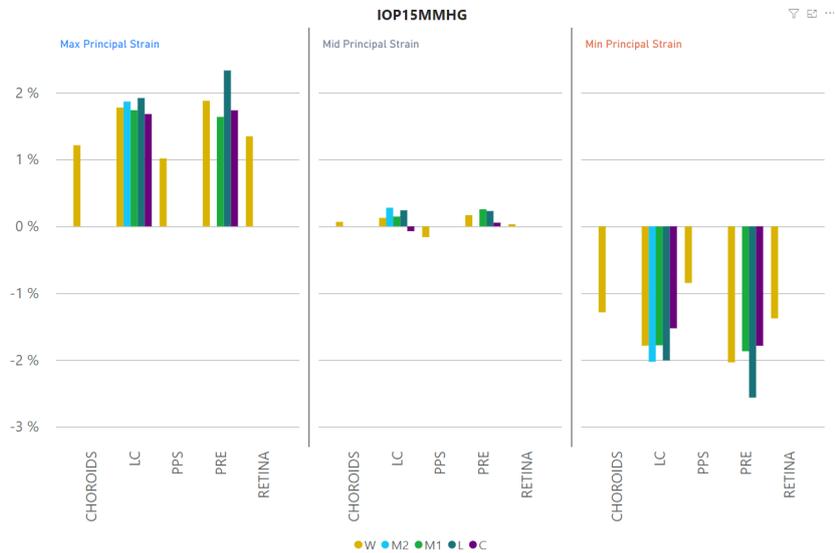
# **Gráficas de resultados adicionales**

En este apéndice se anexan las gráficas e imágenes relacionadas con resultados

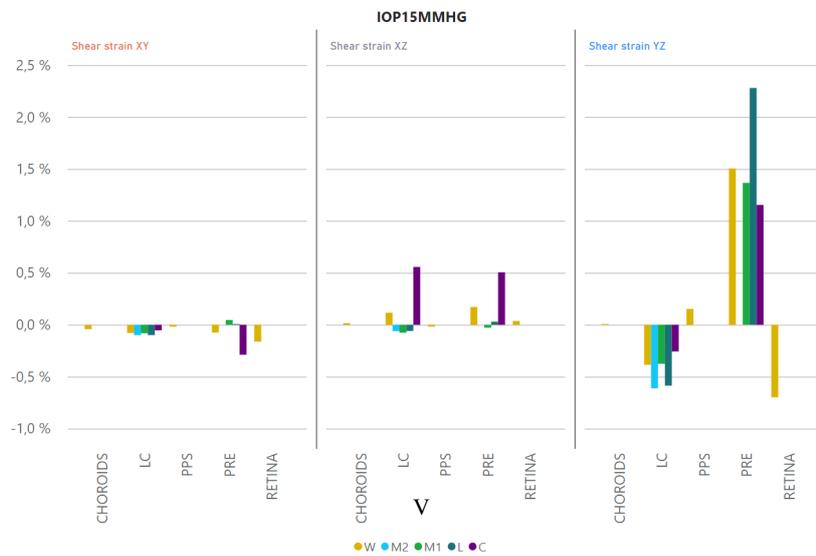
- B.1. Gráficas de resultados para PIO 15 mmHg**
- B.2. Gráficas de resultados para PIO 45 mmHg**
- B.3. Gráficas de resultados para movimientos oculares de Aducción y abducción**



(a) Valores de deformaciones en las direcciones coordenadas en los tejidos de la CNO.

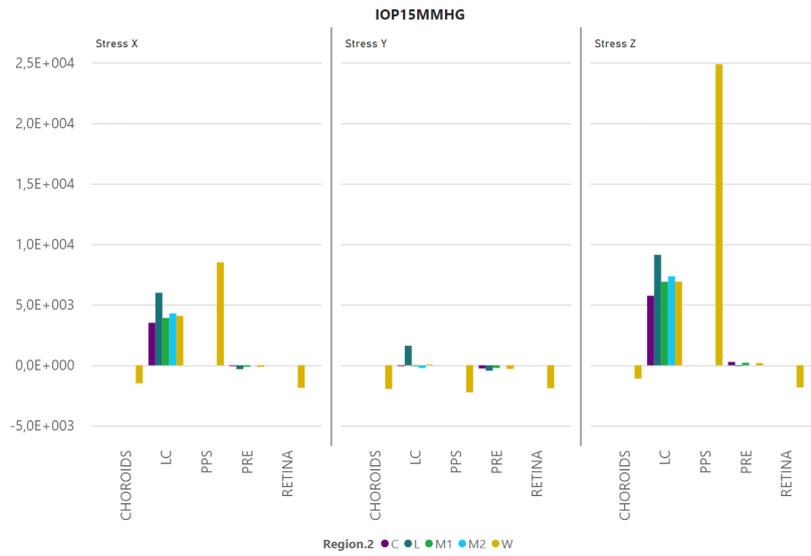


(b) Valores de deformaciones en las direcciones principales en los tejidos de la CNO.

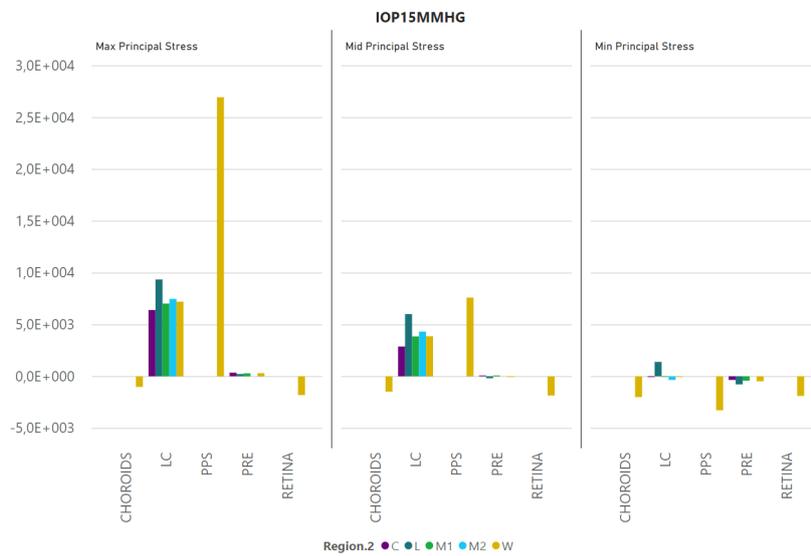


(c) Valores de deformación tangencial en los tejidos de la CNO.

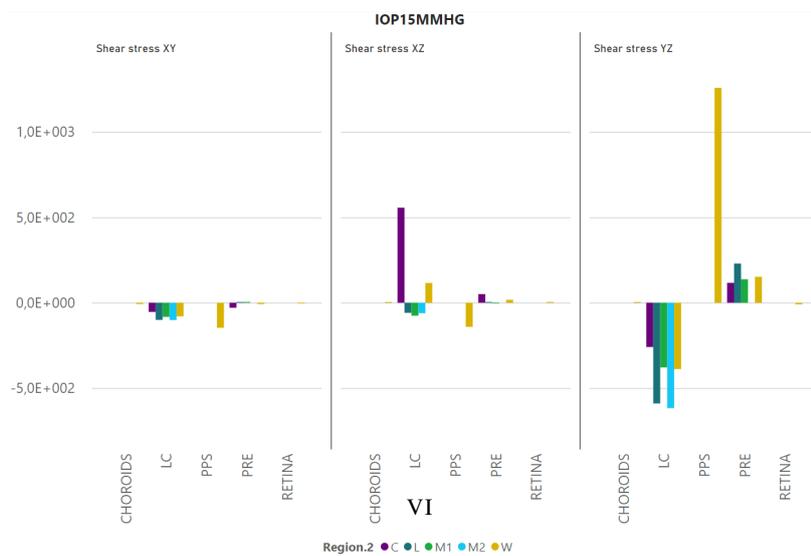
**Figura B.1.1:** PIO 15 mmHG. Deformaciones en los tejidos de la CNO.



(a) Valores de esfuerzos en las direcciones coordenadas en los tejidos de la CNO.

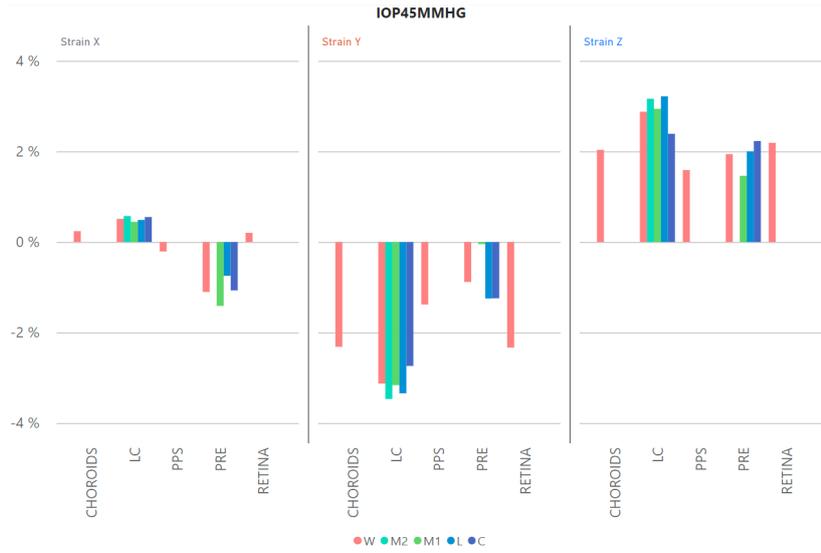


(b) Valores de esfuerzos en las direcciones principales en los tejidos de la CNO.

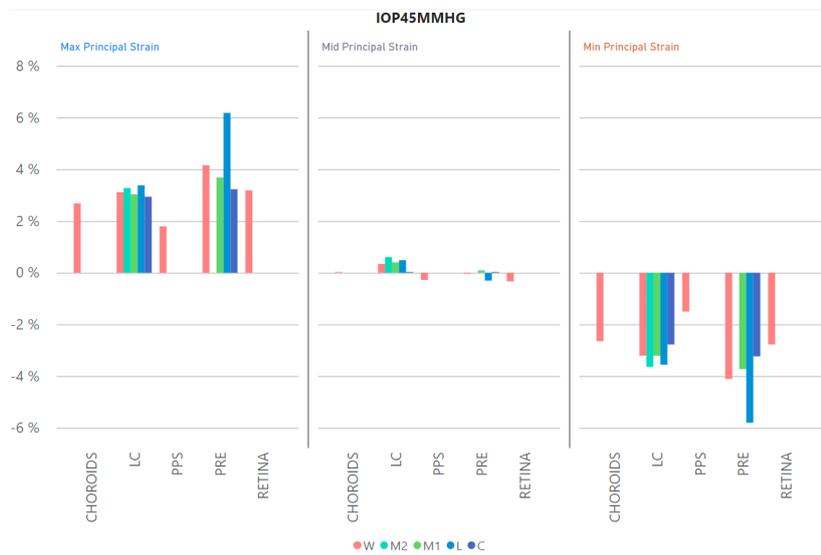


(c) Valores de esfuerzos tangencial en los tejidos de la CNO.

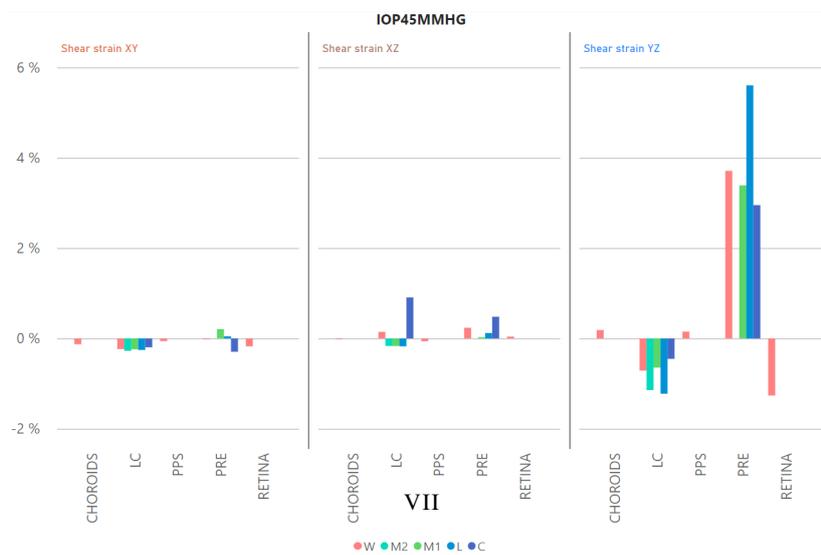
**Figura B.1.2:** PIO 15 mmHG. Esfuerzos en los tejidos de la CNO.



(a) Valores de deformaciones en las direcciones coordenadas en los tejidos de la CNO.

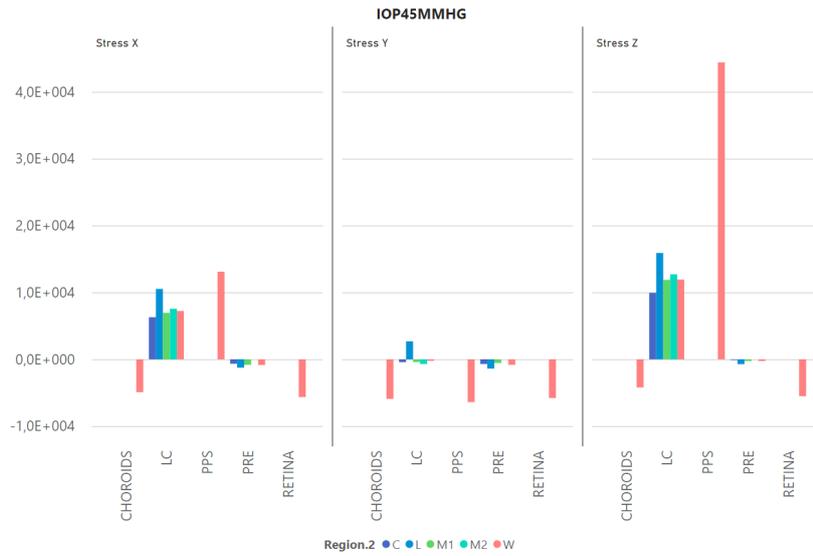


(b) Valores de deformaciones en las direcciones principales en los tejidos de la CNO.

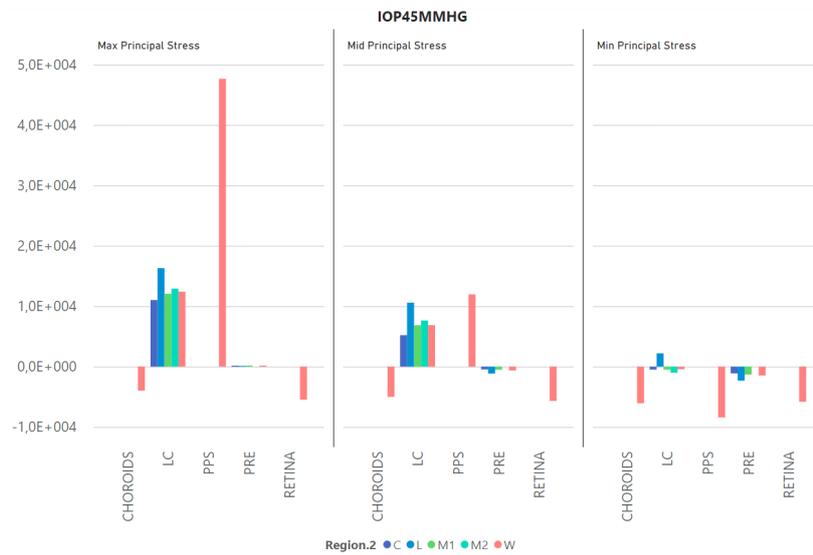


(c) Valores de deformación tangencial en los tejidos de la CNO.

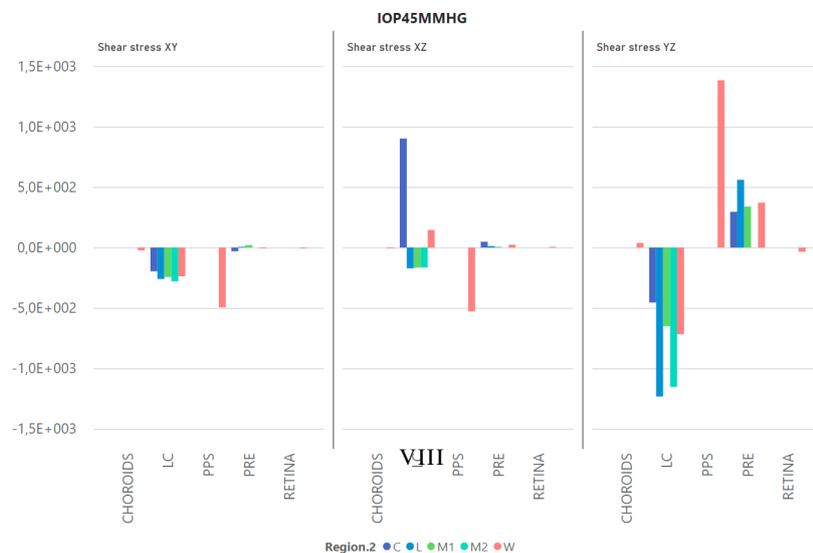
**Figura B.2.1:** PIO 45 mmHG. Deformación en los tejidos de la CNO.



(a) PIO 45 mmHG. Valores de esfuerzos en las direcciones coordenadas en los tejidos de la CNO.

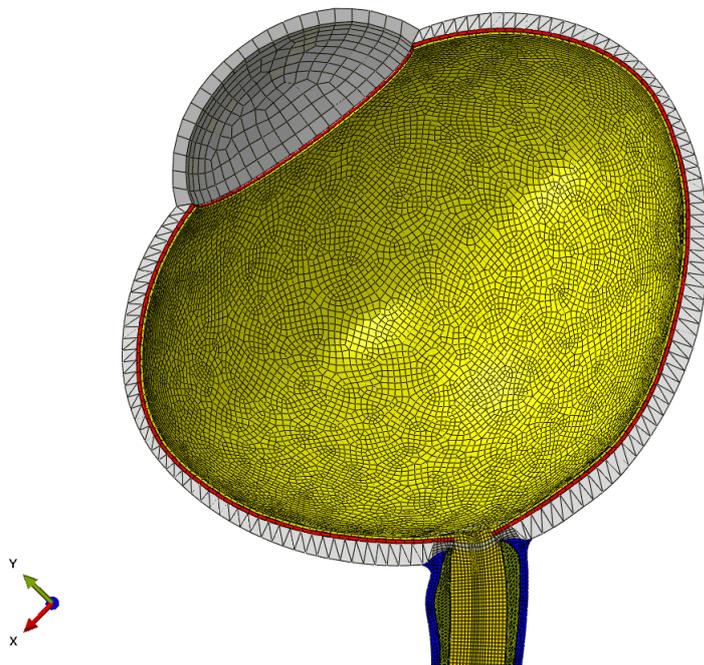


(b) PIO 45 mmHG. Valores de esfuerzos en las direcciones principales en los tejidos de la CNO.

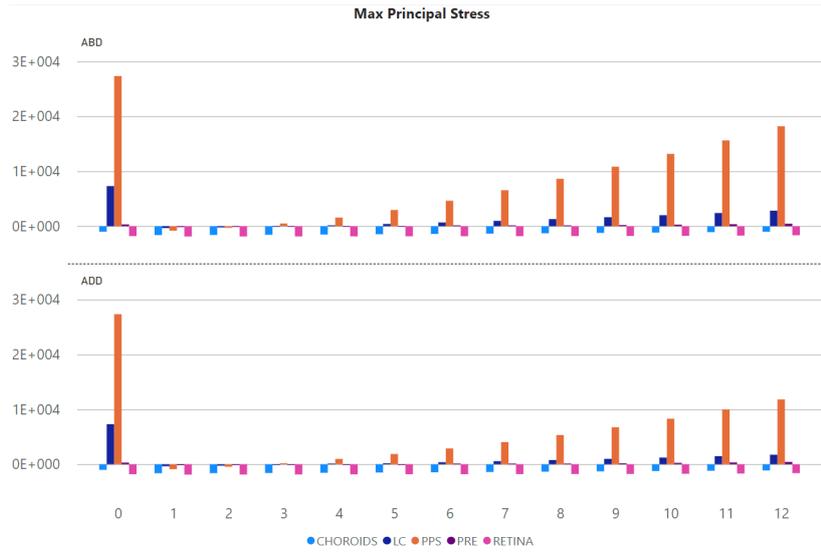


(c) PIO 45 mmHG. Valores de esfuerzos tangencial en los tejidos de la CNO.

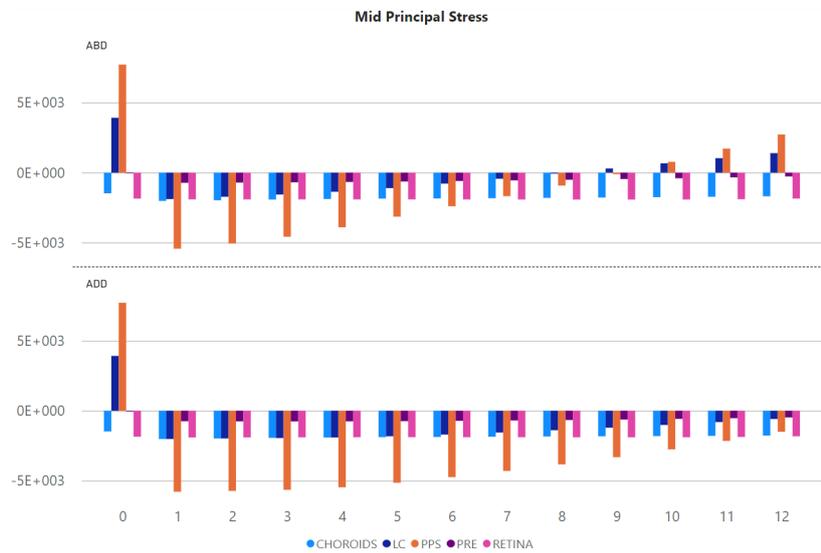
**Figura B.2.2:** Movimientos oculares. Esfuerzos principales en los tejidos de la CNO.



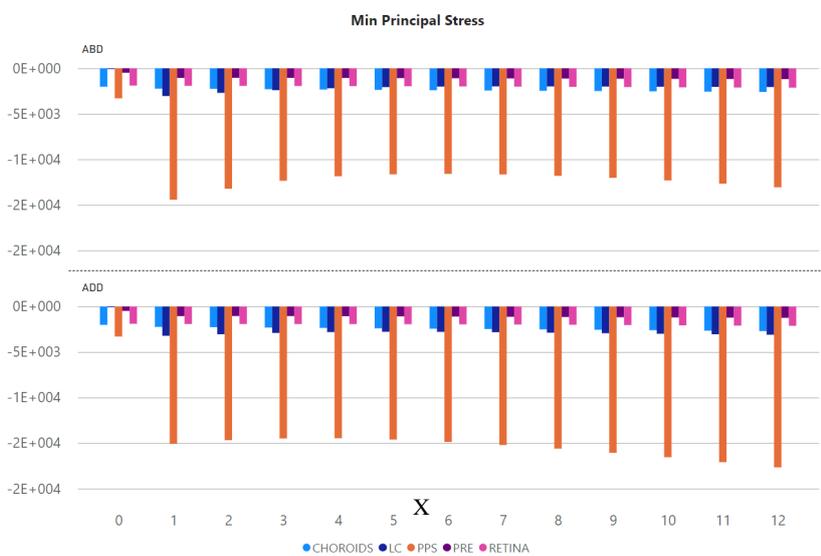
**Figura B.3.1:** Aducción del ojo. Modelo deformado luego de simulación a 12 °.



(a) Valores de esfuerzo principal máximo

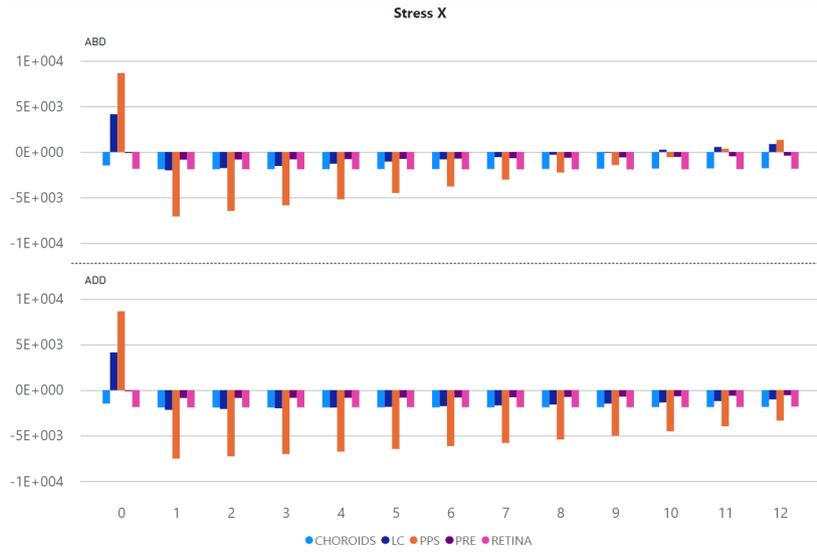


(b) Valores de esfuerzo principal medio

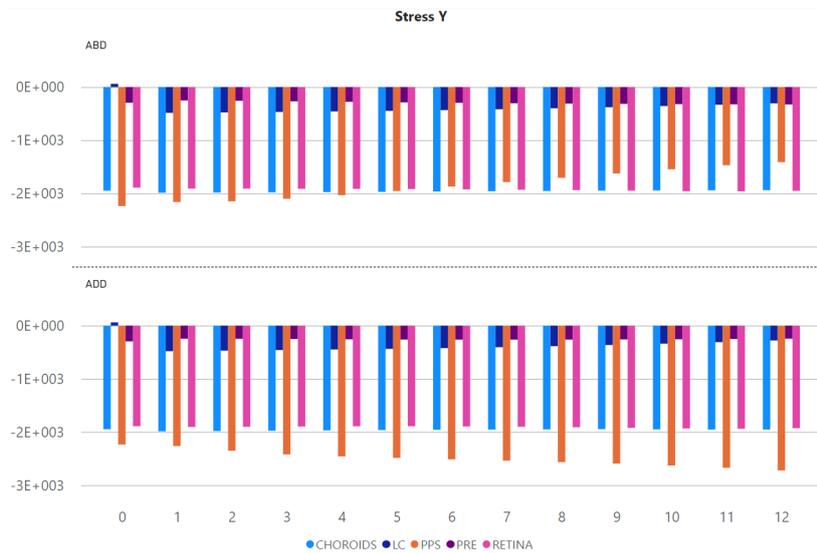


(c) Valores de esfuerzo principal mínimo

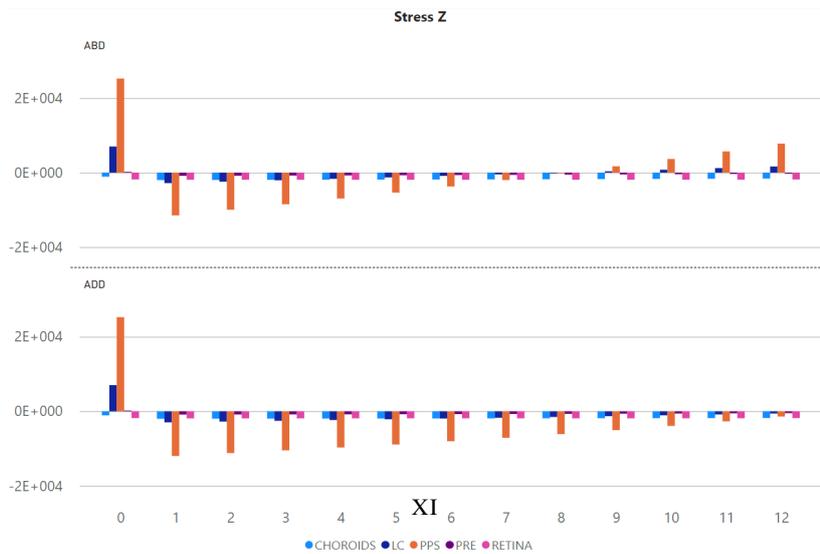
**Figura B.3.2:** Movimientos oculares. Esfuerzos principales en los tejidos de la CNO.



(a) Valores de esfuerzo normal x

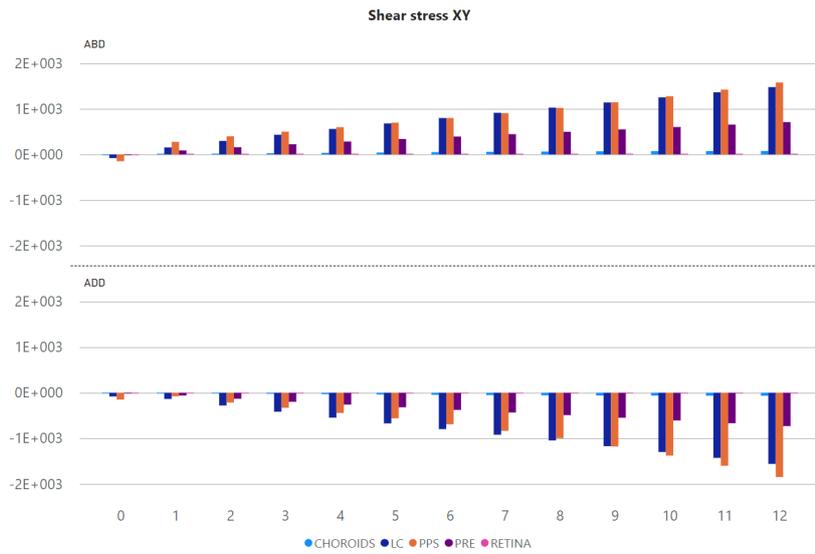


(b) Valores de esfuerzo normal y

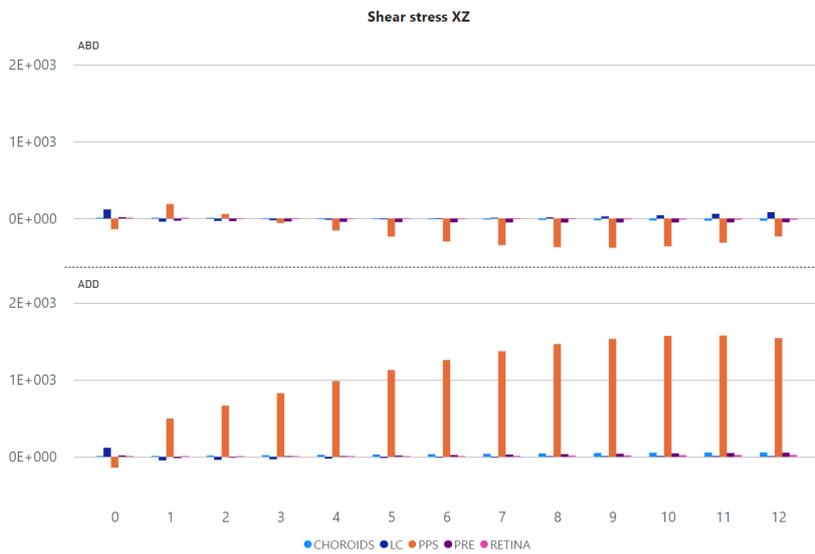


(c) Valores de esfuerzo normal z

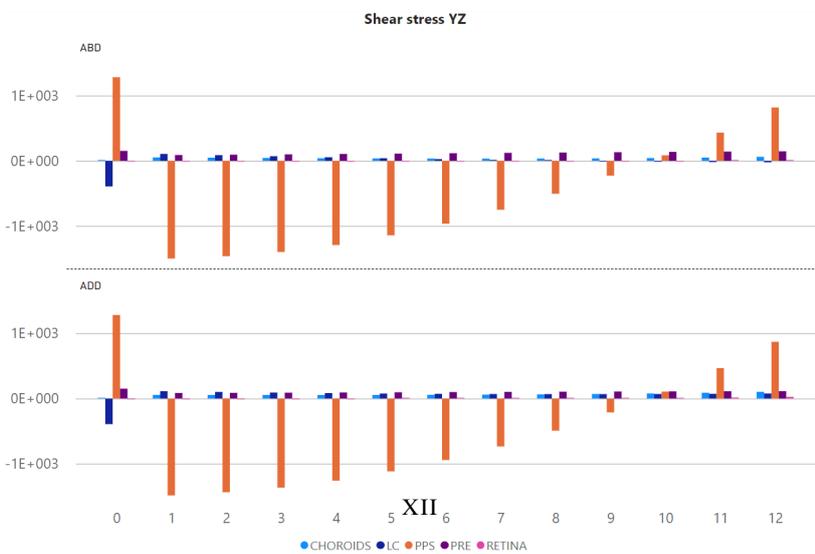
**Figura B.3.3:** Movimientos oculares. Esfuerzos normales en el espacio coordinado en los tejidos de la CNO.



(a) Valores de esfuerzo tangencial xy

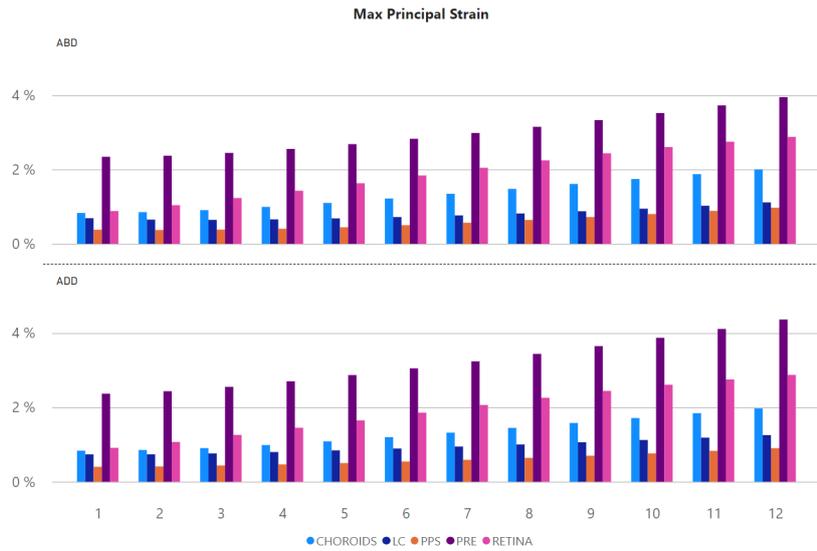


(b) Valores de esfuerzo tangencial xz

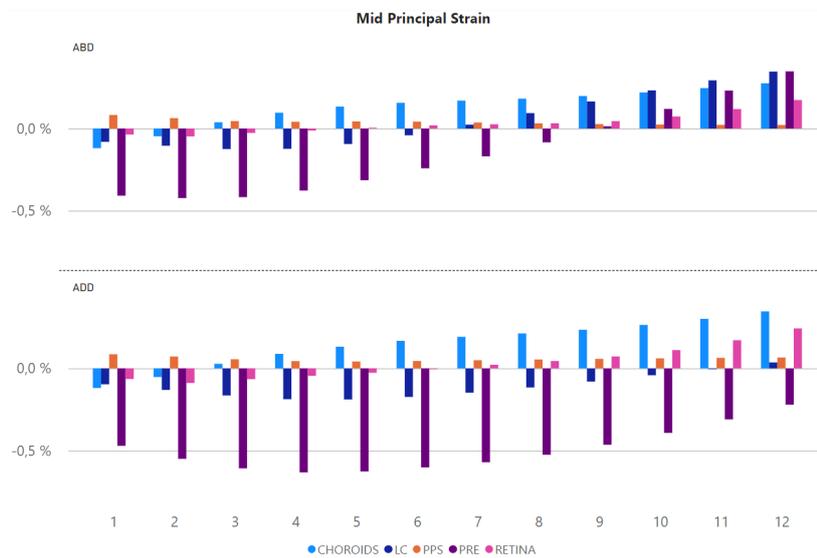


(c) Valores de esfuerzo tangencial yz

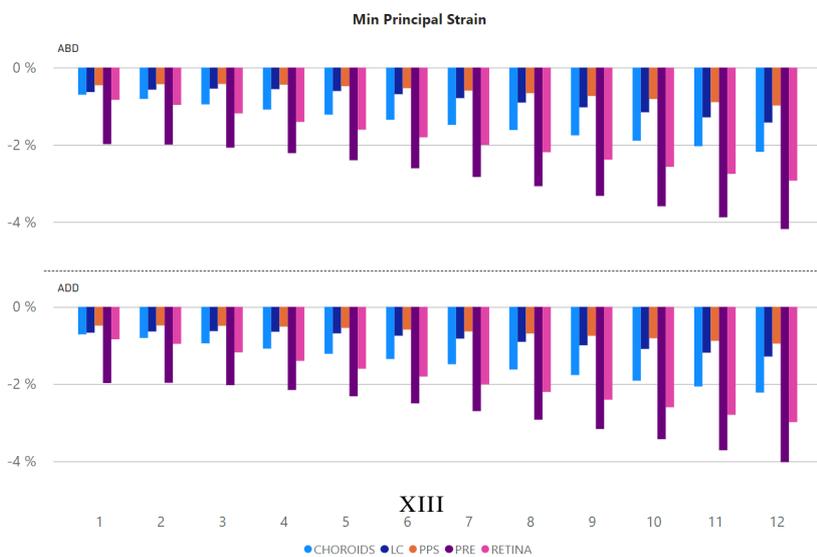
**Figura B.3.4:** Movimientos oculares. Esfuerzos tangenciales en los tejidos de la CNO.



(a) Valores de deformación principal máxima

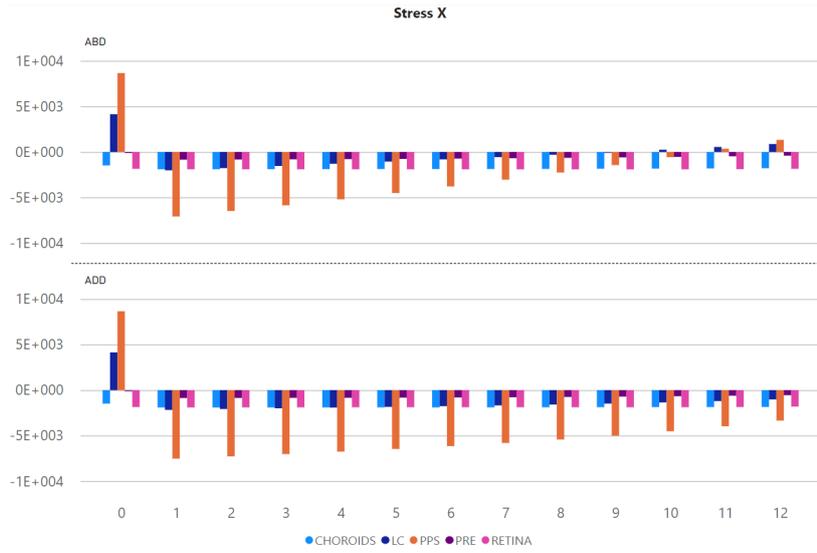


(b) Valores de deformación principal medio

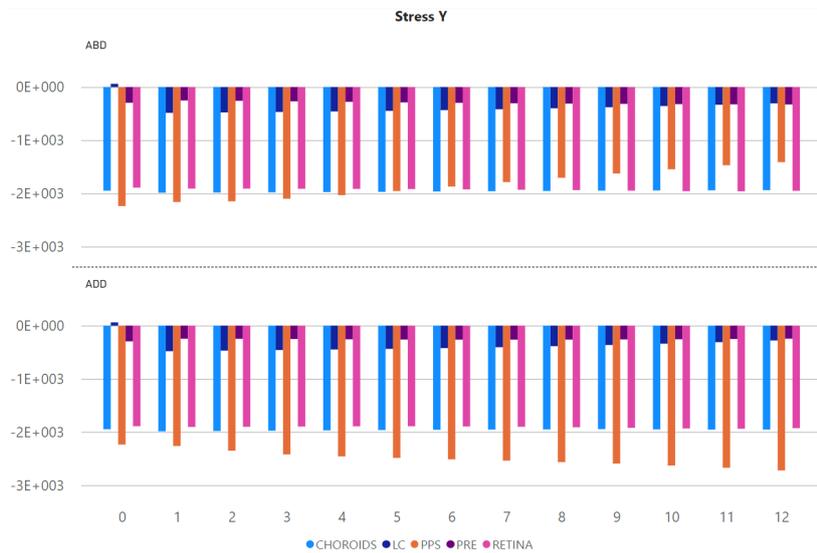


(c) Valores de deformación principal mínima

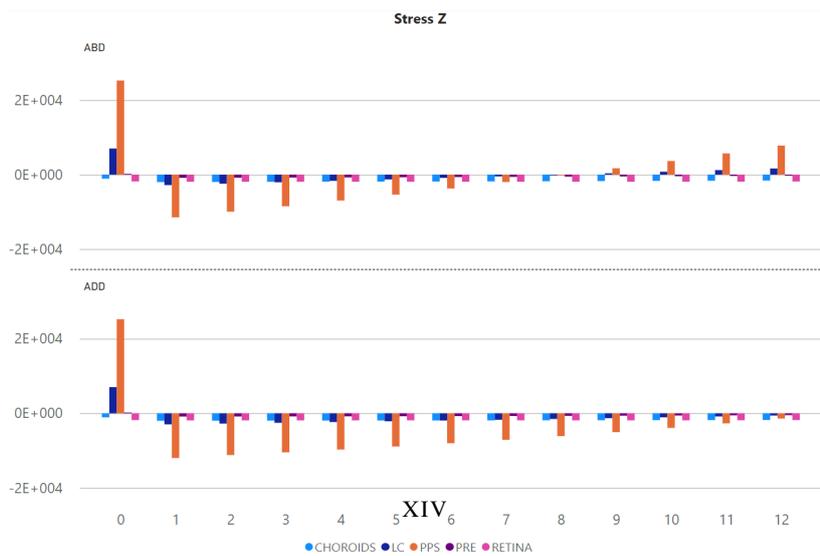
**Figura B.3.5:** Movimientos oculares. Deformaciones principales en los tejidos de la CNO.



(a) Valores de deformación normal x

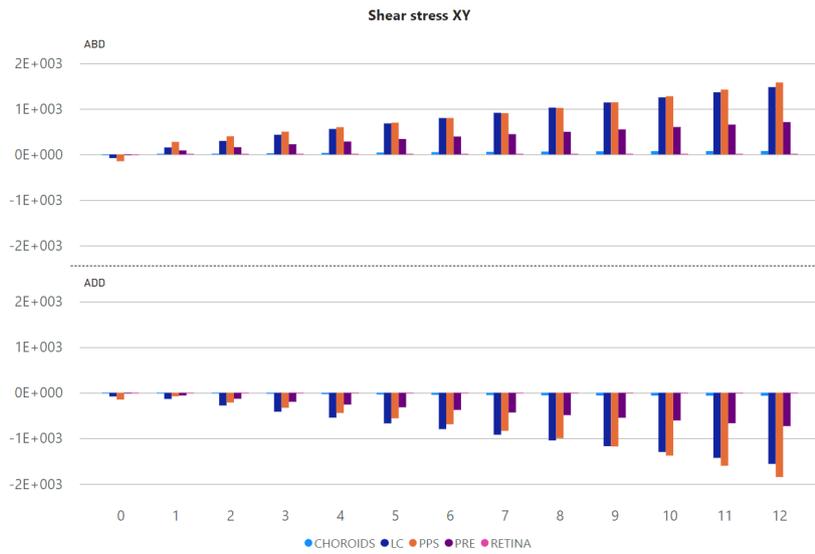


(b) Valores de deformación normal y

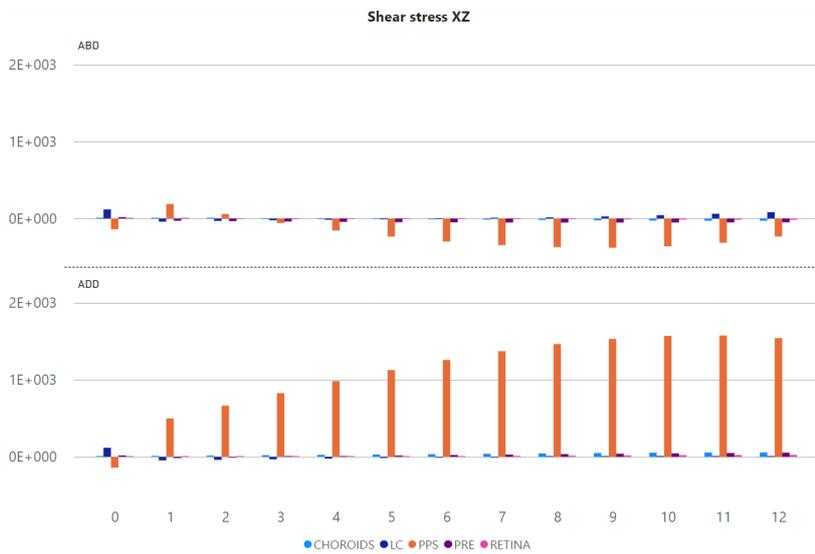


(c) Valores de deformación normal z

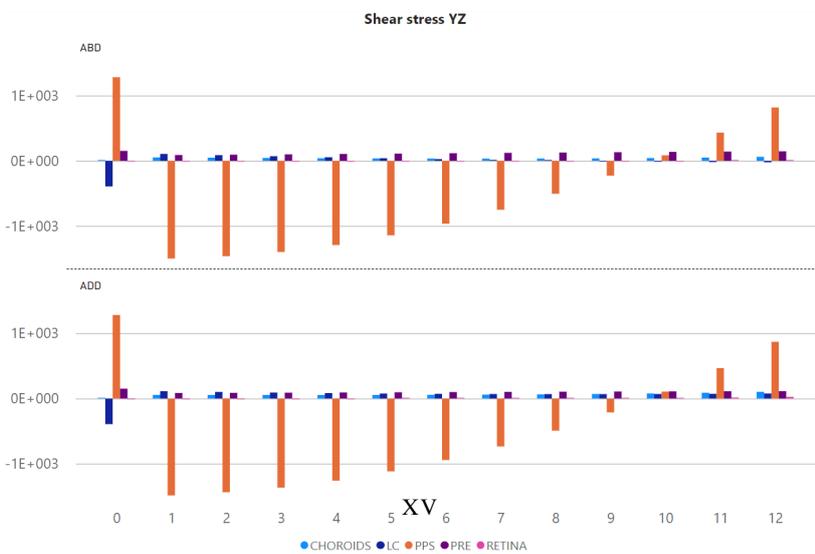
**Figura B.3.6:** Movimientos oculares. Deformaciones normales en el espacio coordinado en los tejidos de la CNO.



(a) Valores de deformación tangencial xy



(b) Valores de deformación tangencial xz



(c) Valores de deformación tangencial yz

**Figura B.3.7:** Movimientos oculares. Deformaciones tangenciales en los tejidos de la CNO.