

Memoria (Parte ANSYS)

Simulación biomecánica de la córnea humana mediante FEM

Palpador corneal: modelado y análisis en ANSYS

Pablo Barceló, Paco Bustos, Javier Rivero

Índice general

Resumen	3
1. Introducción	4
2. Hipótesis de partida y simplificaciones	5
2.1. Modelo de capas reducido	5
2.2. Geometría simplificada	5
2.3. Modelo constitutivo	5
3. Metodología en ANSYS Workbench/Mechanical	6
3.1. Entorno de trabajo	6
3.2. Definición geométrica	6
3.2.1. Parámetros geométricos principales	6
3.2.2. Particionamiento por regiones	6
3.3. Materiales	6
3.3.1. Suposición de Poisson casi incompresible	6
3.3.2. Propiedades elásticas (fase provisional)	7
3.3.3. Densidad (si aplica)	7
3.4. Mallado y tipo de elemento	7
3.4.1. Elementos empleados	7
3.4.2. Estadísticas de malla (modelo actual)	7
3.4.3. Recomendación de refinamiento	8
3.5. Contactos y uniones	8
3.5.1. Unión Bowman-Estroma	8
3.5.2. Acoplamientos para cargas remotas	8
3.6. Condiciones de contorno y cargas	8
3.6.1. Soporte fijo	8
3.6.2. Carga de palpación (Remote Force)	8
3.7. Configuración del análisis (Static Structural)	8
3.7.1. Tipo de análisis	8
3.7.2. Grados de libertad	9
3.8. Magnitudes de salida y postprocesado	9
4. Resultados preliminares (plantilla de reporte)	10
4.1. Desplazamiento	11
4.2. Tensiones	12
4.3. Deformaciones	13
4.4. Resumen numérico (rellenar)	13

5. Discusión, limitaciones y mejoras previstas	14
5.1. Limitaciones principales del modelo actual	14
5.2. Mejoras recomendadas (siguiente iteración)	14
6. Conclusiones (parte ANSYS)	15

Resumen

Este documento constituye una **memoria provisional** centrada exclusivamente en la parte de **modelado y simulación mediante Elementos Finitos (FEM) en ANSYS Workbench/Mechanical** para un palpador corneal. Se describe la geometría simplificada empleada, la definición de materiales, el mallado, las condiciones de contorno, la aplicación de carga y la configuración del solver. Se incluyen también los resultados previstos a reportar (con *placeholders* para capturas), así como limitaciones y líneas de mejora para iteraciones posteriores.

Nota: La integración con Unity/sofá/lápiz háptico se documentará en otra memoria; aquí solo se cubre la parte ANSYS.

Capítulo 1

Introducción

El objetivo de esta parte del proyecto es desarrollar un **modelo FEM de córnea** que permita estimar la respuesta mecánica del tejido ante una interacción tipo palpación/indentación, de forma que:

- se obtengan campos de **desplazamiento, tensiones y deformaciones** bajo cargas controladas;
- se pueda derivar una relación **fuerza–desplazamiento** (rigidez aparente) útil para calibración y comparación experimental;
- el modelo sea lo suficientemente simple como para servir de base a una **reducción de orden** o aproximación (p. ej., superficie de respuesta) para ejecución en tiempo real en un simulador interactivo.

Dado que la córnea es un tejido blando, casi incompresible y con comportamiento complejo (anisotropía, viscoelasticidad, no linealidad), se adopta en esta fase un conjunto de **hipótesis y simplificaciones** con el fin de obtener un primer modelo funcional, trazable y ajustable.

Capítulo 2

Hipótesis de partida y simplificaciones

2.1. Modelo de capas reducido

La córnea humana presenta varias capas. En esta fase se adopta un modelo reducido con dos componentes principales:

- **Estroma:** representa el volumen principal y concentra la mayor contribución estructural.
- **Capa de Bowman:** modelada como una membrana/capa delgada unida al estroma anterior.

Se omiten epitelio, Descemet y endotelio por su espesor reducido y menor contribución en una aproximación macroestructural (fase provisional).

2.2. Geometría simplificada

La geometría se aproxima mediante superficies esféricas para las caras anterior y posterior, con espesores medios representativos. Esta idealización facilita el preprocesado, el mallado y la comparativa controlada de resultados.

2.3. Modelo constitutivo

Se adopta un **modelo lineal elástico isotrópico** con **coeficiente de Poisson alto** para aproximar la casi-incompresibilidad. Esta decisión permite una primera simulación reproducible; en iteraciones posteriores se considerará hiperelasticidad/viscoelasticidad y anisotropía.

Capítulo 3

Metodología en ANSYS Workbench/Mechanical

3.1. Entorno de trabajo

La simulación se ha desarrollado en ANSYS Workbench/Mechanical (MAPDL solver) con configuración de análisis **Static Structural**. El solver utilizado es el **Sparse Matrix Direct Solver** (configuración típica de Mechanical).

3.2. Definición geométrica

3.2.1. Parámetros geométricos principales

Se emplean los siguientes valores medios (modelo estándar):

- Radio de curvatura anterior: $R_a = 7,8 \text{ mm}$
- Radio de curvatura posterior: $R_p = 6,5 \text{ mm}$
- Espesor central total: $t \approx 0,5 \text{ mm}$
- Espesor capa de Bowman: $t_B \approx 0,012 \text{ mm} (12 \mu\text{m})$

3.2.2. Particionamiento por regiones

Para capturar el gradiente biomecánico estromal, el estroma se divide en:

- **Estroma anterior** (*Estroma Interior* en la estructura del modelo).
- **Estroma posterior** (*Estroma Exterior* en la estructura del modelo).

La capa de Bowman se define como una capa superficial adherida al estroma anterior.

3.3. Materiales

3.3.1. Suposición de Poisson casi incompresible

Se adopta $\nu = 0,49$ para representar el carácter casi incompresible del tejido blando.

3.3.2. Propiedades elásticas (fase provisional)

Tabla resumen de materiales (valores en módulo de Young):

Cuadro 3.1: Propiedades mecánicas adoptadas (modelo lineal isotrópico, fase provisional).

Región	E	ν
Capa de Bowman	109.8 kPa	0.49
Estroma anterior	281 kPa	0.49
Estroma posterior	89.5 kPa	0.49

Para estabilidad numérica y coherencia con unidades en Mechanical, estos valores equivalen a:

$$281 \text{ kPa} = 0,281 \text{ MPa}, \quad 89,5 \text{ kPa} = 0,0895 \text{ MPa}, \quad 109,8 \text{ kPa} = 0,1098 \text{ MPa}.$$

3.3.3. Densidad (si aplica)

Si se requiere densidad para extensiones dinámicas (no usada en estático lineal), se puede adoptar $\rho \approx 1064 \text{ kg/m}^3$ (orden de magnitud de tejido hidratado).

3.4. Mallado y tipo de elemento

3.4.1. Elementos empleados

El modelo utiliza:

- **SOLID187** para el volumen del estroma (tetraédrico de 10 nodos, comportamiento cuadrático).
- **SHELL181** para la capa de Bowman (elemento de lámina).
- Elementos de contacto **TARGE170/CONTA174** para uniones/ligaduras (p. ej., unión Bowman–estroma y acoplamientos tipo *remote*).

3.4.2. Estadísticas de malla (modelo actual)

En la exportación actual del modelo:

- Número aproximado de nodos: ~ 4917
- Número aproximado de elementos: ~ 5114

Estas cifras son provisionales y deben verificarse/actualizarse si se remalla (especialmente si se refina en el ápex o zona de contacto).

3.4.3. Recomendación de refinamiento

Para un palpador/indentador, se recomienda:

- refinamiento local en zona central (área) donde se aplica la carga;
- control de calidad de tetraedros (skewness/orthogonal quality);
- estudio de convergencia (al menos 2–3 niveles de malla) sobre desplazamiento máximo y tensiones máximas.

3.5. Contactos y uniones

3.5.1. Unión Bowman–Estroma

Se considera una unión tipo **bonded** (continuidad cinemática) entre la lámina de Bowman y la superficie del estroma anterior, con objeto de transmitir deformaciones/tensiones sin deslizamiento relativo en esta fase.

3.5.2. Acoplamientos para cargas remotas

Se utiliza un *Remote Point* (punto remoto interno) para aplicar la carga sobre un conjunto de nodos de una superficie definida, permitiendo distribuir la fuerza de manera controlada y evitando singularidades en un único nodo de la piel/superficie.

3.6. Condiciones de contorno y cargas

3.6.1. Soporte fijo

Se aplica un **Fixed Support** en el borde/nodos de referencia del modelo (región _FIXEDSU en el preprocesado exportado), imponiendo desplazamientos nulos para simular una restricción equivalente al anclaje periférico.

3.6.2. Carga de palpación (Remote Force)

La interacción de palpación se modela aplicando una fuerza remota sobre una superficie (región SUPERFICIEFUERZA). En el estado actual del modelo la fuerza aplicada tiene magnitud:

$$F \approx 10 \text{ mN} \quad (\text{componente principal en el eje normal del modelo}).$$

Esta magnitud es consistente con cargas suaves de indentación/palpación en tejidos blandos; puede parametrizarse para generar curvas fuerza–desplazamiento.

3.7. Configuración del análisis (Static Structural)

3.7.1. Tipo de análisis

- Análisis: **estático** (ANTYPE=0).

- Solver: **directo esparso** (Sparse Direct).
- Número de subpasos: 1 (configuración actual).

3.7.2. Grados de libertad

El sistema resultante es del orden de $\sim 1,7 \times 10^4$ ecuaciones (dependiendo de restricciones/contactos).

3.8. Magnitudes de salida y postprocesado

Para reportar resultados de forma consistente con biomecánica corneal y con el objetivo del proyecto, se consideran:

- **Desplazamiento total** ($\|\mathbf{u}\|$) y desplazamiento normal en el ápex.
- **Tensión principal máxima** (relevante para tejidos frágiles/fibrilares).
- **Deformación equivalente** o componentes principales.
- **Presión/contacto** (si se usa indentador con contacto real en futuras iteraciones).
- **Curva fuerza–desplazamiento**: lectura del desplazamiento del punto remoto (o ápex) frente a fuerza aplicada.

Capítulo 4

Resultados preliminares (plantilla de reporte)

Importante: Esta sección está preparada para incorporar capturas desde Mechanical. Sustituir los ficheros en `figures/` y actualizar pies de figura con valores máximos.

4.1. Desplazamiento



Figura 4.1: Mapa de desplazamiento total bajo carga de palpación. (Insertar captura de Mechanical).

4.2. Tensiones



Figura 4.2: Tensión principal máxima (First Principal Stress). (Insertar captura de Mechanical).

4.3. Deformaciones

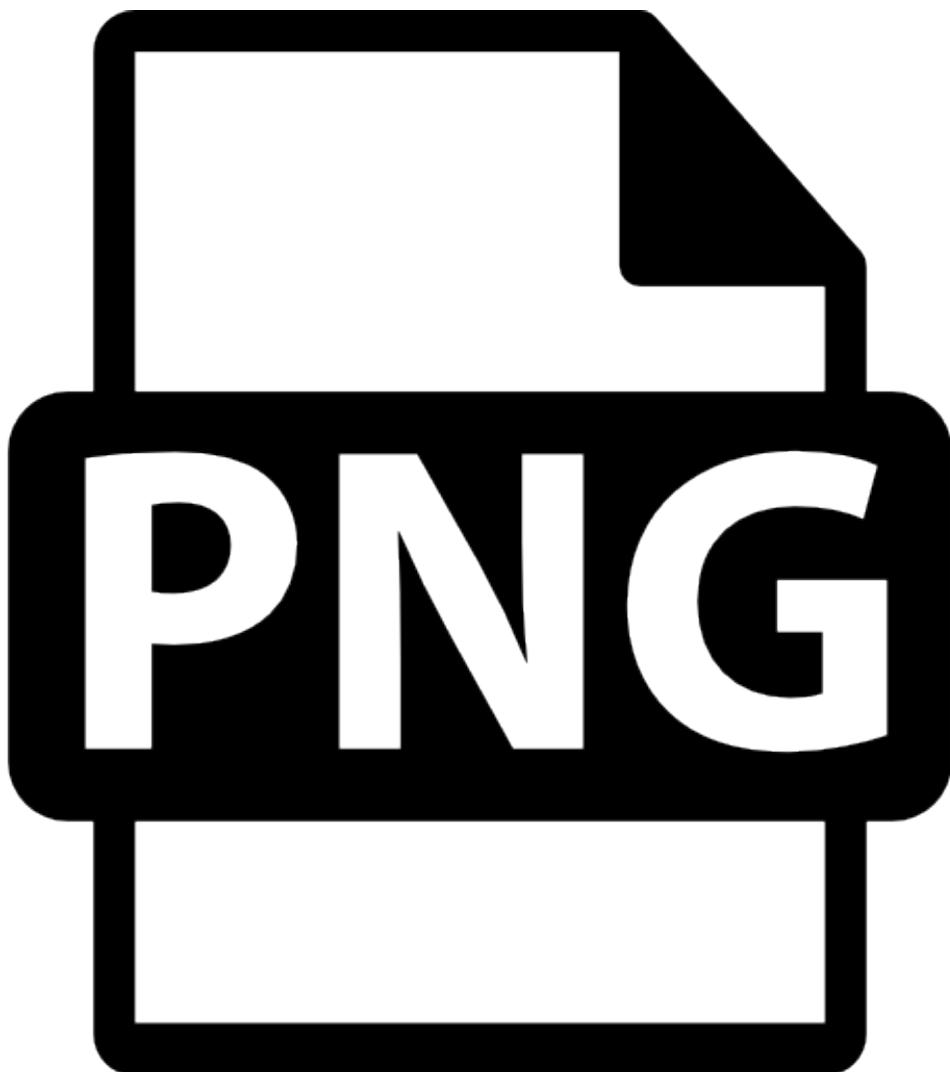


Figura 4.3: Deformación equivalente/principal. (Insertar captura de Mechanical).

4.4. Resumen numérico (rellenar)

Cuadro 4.1: Resumen de valores máximos/mínimos (a completar tras postprocesado).

Métrica	Valor	Comentario
$\max \ u\ $	—	Desplazamiento máximo
$u_{\text{ápex}}$	—	Desplazamiento normal en ápex
$\max \sigma_1$	—	Principal máxima
$\max \varepsilon$	—	Deformación representativa

Capítulo 5

Discusión, limitaciones y mejoras previstas

5.1. Limitaciones principales del modelo actual

- **Material lineal isotrópico:** la córnea es anisótropa y no lineal; aquí se adopta una primera aproximación.
- **Ausencia de viscoelasticidad:** la respuesta real puede depender de la velocidad de palpación.
- **Condiciones fisiológicas simplificadas:** no se modela explícitamente la presión intraocular (IOP) ni el globo ocular completo.
- **Mallado provisional:** es necesario un estudio de convergencia y refinamiento local para tensiones.

5.2. Mejoras recomendadas (siguiente iteración)

- Activar y justificar **no linealidad geométrica** si se espera deformación apreciable.
- Incorporar **IOP** como presión interna equivalente (p. ej., 10 mmHg a 20 mmHg) para pre-tensar la córnea.
- Sustituir material lineal por **hiperelástico** (y opcionalmente anisótropo tipo HGO) y/o **viscoelástico**.
- Modelar el **indentador** explícitamente (rigid body + contacto friccional o sin fricción) en lugar de una fuerza remota, si se requiere realismo de interacción.
- Definir un conjunto de simulaciones paramétricas para construir una **superficie de respuesta** (ROM) destinada a Unity/háptica.

Capítulo 6

Conclusiones (parte ANSYS)

- Se ha construido un modelo FEM de córnea con un esquema reducido de capas (estroma + Bowman) y partición estromal anterior/posterior.
- Se ha definido un conjunto de propiedades elásticas provisionales y una configuración de análisis estático estructural.
- El modelo produce las magnitudes necesarias para el proyecto: desplazamientos, tensiones y la base para una curva fuerza–desplazamiento.
- Quedan como siguientes hitos la incorporación de condiciones fisiológicas (IOP), mejora constitutiva (hiperelasticidad/anisotropía), y validación mediante refinamiento y comparación bibliográfica/experimental.

Bibliografía

- [1] J. Dias and N. Ziebarth. *Anterior and posterior corneal stroma elasticity assessed using nanoindentation.* Experimental Eye Research, 2013. DOI: [10.1016/j.exer.2013.06.004](https://doi.org/10.1016/j.exer.2013.06.004).
- [2] J. A. Last et al. *Compliance profile of the human cornea as measured by atomic force microscopy.* Micron, 2012. DOI: [10.1016/j.micron.2012.02.014](https://doi.org/10.1016/j.micron.2012.02.014).
- [3] S. Kling and S. Marcos. *Corneal Viscoelastic Properties from Finite-Element Analysis of In Vivo Air-Puff Deformation.* PLOS ONE, 2014. DOI: [10.1371/journal.pone.0104904](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0104904).
- [4] G. Pang et al. *A review of human cornea finite element modeling.* 2024 (review). (Consultar versión final del journal y completar volumen/páginas).
- [5] B. J. Blackburn et al. *A Review of Structural and Biomechanical Changes in the Cornea in Aging, Disease, and Photochemical Crosslinking.* Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2019. DOI: [10.3389/fbioe.2019.00066](https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00066).
- [6] X. Qin et al. *Determine Corneal Biomechanical Parameters by Finite Element Simulation and Parametric Analysis.* Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2022. DOI: [10.3389/fbioe.2022.862947](https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.862947).
- [7] P. J. Shih et al. *Biomechanical Simulation of Stress Concentration and Intraocular Pressure in Corneas Subjected to Myopic Refractive Surgical Procedures.* Scientific Reports, 2017. DOI: [10.1038/s41598-017-14293-0](https://doi.org/10.1038/s41598-017-14293-0).
- [8] C. Gómez et al. *Study of the Influence of Boundary Conditions on Corneal Deformation Based on the Finite Element Method of a Corneal Biomechanics Model.* Bioengineering (MDPI), 2024. (Completar DOI exacto en versión final; artículo: 9(2):73).
- [9] Q. M. Ren et al. *Effective elastic modulus of an intact cornea related to indentation behavior under physiological conditions.* 2021. (Completar datos bibliográficos finales).
- [10] Q. Wu et al. *Mechanical properties of stromal striae and corneal behavior.* Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2024. (Completar volumen/páginas).
- [11] P. Mazinani et al. *Evaluating corneal biomechanics using intraocular pressure methods and finite element modeling: parameters study and parametric optimization.* ZAMP, 2025. DOI: [10.1007/s00033-025-02587-7](https://doi.org/10.1007/s00033-025-02587-7).

- [12] J. Towler et al. *Typical localised element-specific finite element anterior eye geometry model combined with a localised material model*. Heliyon, 2023. (Completar datos bibliográficos finales).
- [13] A. Karimi et al. *A combination of the finite element analysis and experimental indentation via the cornea*. 2019. (Completar journal/DOI según la versión consultada).
- [14] G. A. Holzapfel, T. C. Gasser, and R. W. Ogden. *A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models*. Journal of Elasticity, 2000. (Usado como referencia para posible extensión anisótropa).
- [15] ANSYS, Inc. *SOLID187 Element Description (Mechanical APDL Element Reference)*. Documentación ANSYS Help. <https://ansyshelp.ansys.com/>.
- [16] ANSYS, Inc. *SHELL181 Element Description (Mechanical APDL Element Reference)*. Documentación ANSYS Help. <https://ansyshelp.ansys.com/>.
- [17] *A Comprehensive Review of Indentation of Gels and Soft Hydrated Materials*. Applied Mechanics Reviews (ASME), 2024. (Completar autores/DOI si se incluye en versión final).