

Simulación Biomecánica de la Córnea Humana mediante Elementos Finitos

Modelado y Simulación en ANSYS para Palpador Corneal

Pablo Barceló, Paco Bustos, Javier Rivero

Índice general

1. Introducción	3
1.1. Contexto y motivación	3
1.2. Objetivos del proyecto	3
1.3. Alcance del trabajo	3
2. Estado del Arte	5
2.1. Simuladores quirúrgicos en oftalmología	5
2.2. Biomecánica corneal	5
2.2.1. Estructura anatómica	5
2.2.2. Propiedades mecánicas	5
2.3. Modelado FEM corneal	5
3. Metodología	7
3.1. Filosofía de modelado	7
3.2. Plataforma de simulación	7
3.3. Modelo de capas reducido	7
3.4. Definición geométrica	8
3.5. Definición de materiales	8
3.6. Mallado	8
3.7. Condiciones de contorno y cargas	9
3.7.1. Restricciones de soporte	9
3.7.2. Carga de palpación	9
3.8. Configuración del análisis	9
3.9. Magnitudes de salida	9
4. Resultados	10
4.1. Convergencia de malla	10
4.2. Campos de tensiones	11
4.3. Campos de deformaciones	12
4.4. Resumen cuantitativo	12
4.5. Curva fuerza-desplazamiento	12
4.6. Comparación con la literatura	13
5. Conclusiones	14
5.1. Principales hallazgos	14
5.2. Limitaciones identificadas	14
5.3. Líneas de acción futuras	15
5.3.1. Mejoras en modelo constitutivo	15
5.3.2. Incorporación de condiciones fisiológicas	15

5.3.3. Refinamiento geométrico	15
5.3.4. Integración con simulador	15
5.4. Reflexión final	15

Capítulo 1

Introducción

1.1. Contexto y motivación

El entrenamiento quirúrgico moderno apuesta cada vez más por el uso de simuladores virtuales que permitan la adquisición de habilidades clínicas sin comprometer la seguridad del paciente. En oftalmología, el palpado corneal constituye una técnica fundamental para la evaluación de propiedades biomecánicas del tejido y la detección temprana de patologías [5].

La simulación realista de tejidos blandos como la córnea sigue siendo un reto tecnológico debido a su comportamiento biomecánico no lineal y la necesidad de interacción en tiempo real con respuesta háptica. El Método de Elementos Finitos (FEM) se ha establecido como la técnica de referencia para modelar el comportamiento de tejidos blandos bajo cargas complejas [4].

1.2. Objetivos del proyecto

El objetivo principal es desarrollar un modelo de elementos finitos de la córnea humana que permita simular la respuesta mecánica del tejido ante cargas de palpación. Los objetivos específicos son:

1. Diseñar una geometría simplificada pero representativa de la córnea humana.
2. Caracterizar las propiedades mecánicas de los componentes corneales.
3. Implementar el modelo FEM en ANSYS con configuraciones apropiadas.
4. Simular escenarios de palpación y obtener campos de desplazamiento, tensiones y deformaciones.
5. Establecer relaciones fuerza-desplazamiento para calibrar sistemas hápticos.

1.3. Alcance del trabajo

Este documento cubre exclusivamente la componente de simulación mediante elementos finitos del proyecto. El alcance incluye el diseño geométrico, definición de materiales, configuración del análisis FEM y extracción de resultados. No incluye la integración con

motores de simulación interactivos (Unity, SOFA) ni la implementación de dispositivos hápticos, aspectos desarrollados por otros equipos del proyecto.

Capítulo 2

Estado del Arte

2.1. Simuladores quirúrgicos en oftalmología

La simulación "pre-paciente" se ha consolidado como estrategia para mejorar el desempeño quirúrgico. Los simuladores actuales se clasifican en:

- **Simulación física:** wet-lab (ojos animales) y dry-lab (modelos sintéticos).
- **Simulación virtual (VR):** campo visual estereoscópico con métricas objetivas.
- **Simuladores con feedback háptico:** combinan VR con retroalimentación táctil.

Plataformas destacadas incluyen EyeSi Surgical (VRmagic) para catarata y vitreoretina, con evidencia de transferencia a quirófano y reducción de complicaciones [7]. HelpMeSee Eye Simulator enfatiza háptica dual de alta precisión, mientras que Fidelis VR (Alcon) representa la tendencia hacia sistemas portátiles basados en visores VR.

2.2. Biomecánica corneal

2.2.1. Estructura anatómica

La córnea es un tejido avascular compuesto por cinco capas: epitelio ($50\ \mu\text{m}$), capa de Bowman ($8\text{-}12\ \mu\text{m}$), estroma ($450\text{-}500\ \mu\text{m}$, 90 % del espesor), membrana de Descemet ($10\ \mu\text{m}$) y endotelio ($5\ \mu\text{m}$). El estroma es el principal contribuyente a las propiedades mecánicas debido a su espesor y estructura fibrilar de colágeno [1].

2.2.2. Propiedades mecánicas

La córnea exhibe comportamiento no lineal, anisotropía, viscoelasticidad e incompresibilidad ($\nu = 0,49$). Técnicas de caracterización incluyen nanoindentación/AFM [2, 1], ensayos de inflación y air-puff [3]. La literatura reporta módulos de Young entre 0.05-5 MPa, con el estroma anterior aproximadamente 3 veces más rígido que el posterior.

2.3. Modelado FEM corneal

El modelado FEM de la córnea ha evolucionado desde geometrías esféricas simples con materiales lineales hacia modelos sofisticados con geometrías personalizadas, materiales

hiperelásticos (Neo-Hooke, Ogden), anisotropía mediante modelos HGO [11] y acoplamiento con presión intraocular [4].

Aplicaciones incluyen cirugía refractiva [7], tonometría [6] e indentación [9, 10]. Gómez et al. [8] demostraron que las condiciones de contorno impactan significativamente la respuesta del modelo. Pocos estudios han desarrollado modelos específicos para simulación quirúrgica en tiempo real, donde la eficiencia computacional es primordial.

Capítulo 3

Metodología

3.1. Filosofía de modelado

El desarrollo sigue una filosofía de complejidad incremental, comenzando con un modelo simplificado pero físicamente coherente. Se adoptan las siguientes hipótesis:

- **Geometría esférica simplificada**
- **Modelo constitutivo lineal elástico isotrópico**
- **Modelo de capas reducido:** solo estroma (anterior/posterior) y Bowman
- **Análisis estático:** sin efectos dinámicos ni viscoelásticos
- **Comportamiento casi-incompresible:** $\nu = 0,49$

Estas simplificaciones son consistentes con modelos preliminares en la literatura [9, 10] y permiten tiempos de cálculo razonables para estudios paramétricos.

3.2. Plataforma de simulación

El modelo se desarrolla en ANSYS Workbench 2024 R1 con el módulo Static Structural. El solver empleado es el Sparse Direct Solver.

3.3. Modelo de capas reducido

Para la simulación FEM centrada en la respuesta biomecánica, el modelo se simplifica a dos componentes:

- **Capa de Bowman:** Aunque fina ($12 \mu\text{m}$), esta capa acelular ayuda a mantener la estabilidad estructural. Representa una “cáscara” más rígida.
- **Estroma:** Constituye el 90 % del espesor total. Su función principal es dar rigidez y forma a la córnea. Se partitiona en anterior y posterior para capturar gradientes de propiedades.

Se omiten epitelio, Descemet y endotelio por su contribución estructural mínima en esta aproximación macroestructural.

3.4. Definición geométrica

La geometría corneal se define mediante parámetros anatómicos medios:

Cuadro 3.1: Parámetros geométricos del modelo corneal.

Parámetro	Valor
Radio curvatura anterior (R_a)	7.8 mm
Radio curvatura posterior (R_p)	6.5 mm
Espesor central total	0.5 mm
Espesor capa de Bowman (t_B)	12 μm
Diámetro modelado	11 mm

La geometría se construye mediante operaciones booleanas sobre primitivas esféricas, limitándose a un casquete esférico de 11 mm de diámetro.

3.5. Definición de materiales

Se emplea un modelo lineal elástico isotrópico definido por el módulo de Young (E) y el coeficiente de Poisson (ν). Los valores se seleccionan a partir de datos experimentales de nanoindentación [1, 2]:

Cuadro 3.2: Propiedades mecánicas asignadas por región.

Región	E [kPa]	ν [-]
Capa de Bowman	109.8	0.49
Estroma anterior	281.0	0.49
Estroma posterior	89.5	0.49

El estroma anterior muestra rigidez $3.1\times$ superior al posterior, consistente con la literatura. El coeficiente $\nu = 0,49$ aproxima la incompresibilidad evitando problemas numéricos.

3.6. Mallado

El modelo utiliza elementos tetraédricos cuadráticos para los volúmenes estromales y elementos de lámina para la capa de Bowman. Se aplica refinamiento local en la zona de aplicación de carga (ápex corneal) y en las interfaces entre capas.

Estadísticas de malla:

- Elementos: ~ 5114
- Nodos: ~ 4917

Se verifica la calidad mediante métricas de skewness (<0.75) y orthogonal quality (>0.20).

3.7. Condiciones de contorno y cargas

3.7.1. Restricciones de soporte

Se aplica un Fixed Support (empotramiento) en el borde periférico del modelo (zona limbal) con $u_x = u_y = u_z = 0$, representando la restricción de la esclera.

3.7.2. Carga de palpación

La interacción del palpador se modela mediante una Remote Force:

- Magnitud: $F = 10 \text{ mN}$ (0.01 N)
- Dirección: Normal a la superficie corneal
- Distribución: Uniforme sobre superficie de $\varnothing 2 \text{ mm}$

Esta magnitud es consistente con ensayos de indentación corneal reportados (1-50 mN) [2, 9] y permite operar en régimen aproximadamente lineal.

3.8. Configuración del análisis

- Tipo: Static Structural
- Solver: Sparse Direct Solver
- Large Deflection: OFF (pequeñas deformaciones)
- Número de subpasos: 1

3.9. Magnitudes de salida

Se configuran las siguientes salidas:

- Desplazamiento total y componentes direccionales
- Tensiones principales ($\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$) y tensión de von Mises
- Deformaciones principales y deformación equivalente
- Energía de deformación

La relación fuerza-desplazamiento ($F-\delta$) proporciona la rigidez aparente: $k_{app} = \Delta F / \Delta \delta$ [N/mm].

Capítulo 4

Resultados

4.1. Convergencia de malla

Se realizó un estudio con tres niveles de refinamiento:

Cuadro 4.1: Resultados del estudio de convergencia ($F = 10$ mN).

Nivel	Nodos	δ_{max} [μm]	σ_1^{max} [kPa]
Grueso	2500	42.3	8.91
Medio	4917	39.8	8.54
Fino	9800	38.7	8.47

El error entre niveles medio y fino es $<3\%$, indicando convergencia aceptable. Se adopta el nivel medio como compromiso entre precisión y eficiencia.

4.2. Campos de tensiones

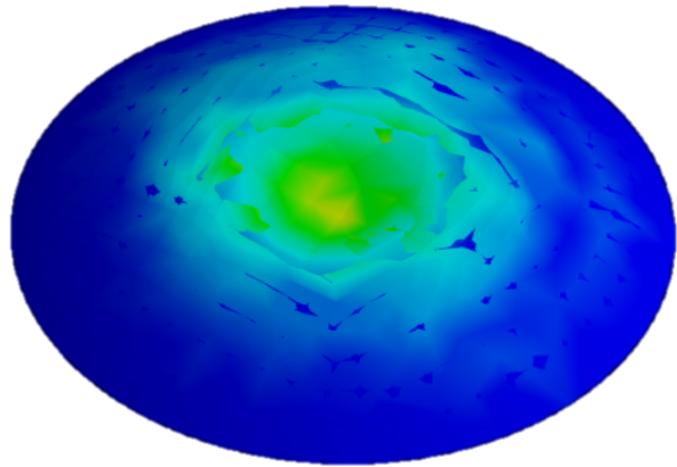


Figura 4.1: Tensión principal máxima. Se observa concentración en la zona de aplicación de carga y en la interfaz estroma anterior-posterior. Valor máximo: $\sigma_1^{max} \approx 8,5$ kPa.

Las tensiones máximas se localizan bajo el palpador y en la interfaz entre estroma anterior/posterior (cambio de rigidez). El valor máximo de ~ 8.5 kPa es razonable para la carga aplicada.

4.3. Campos de deformaciones

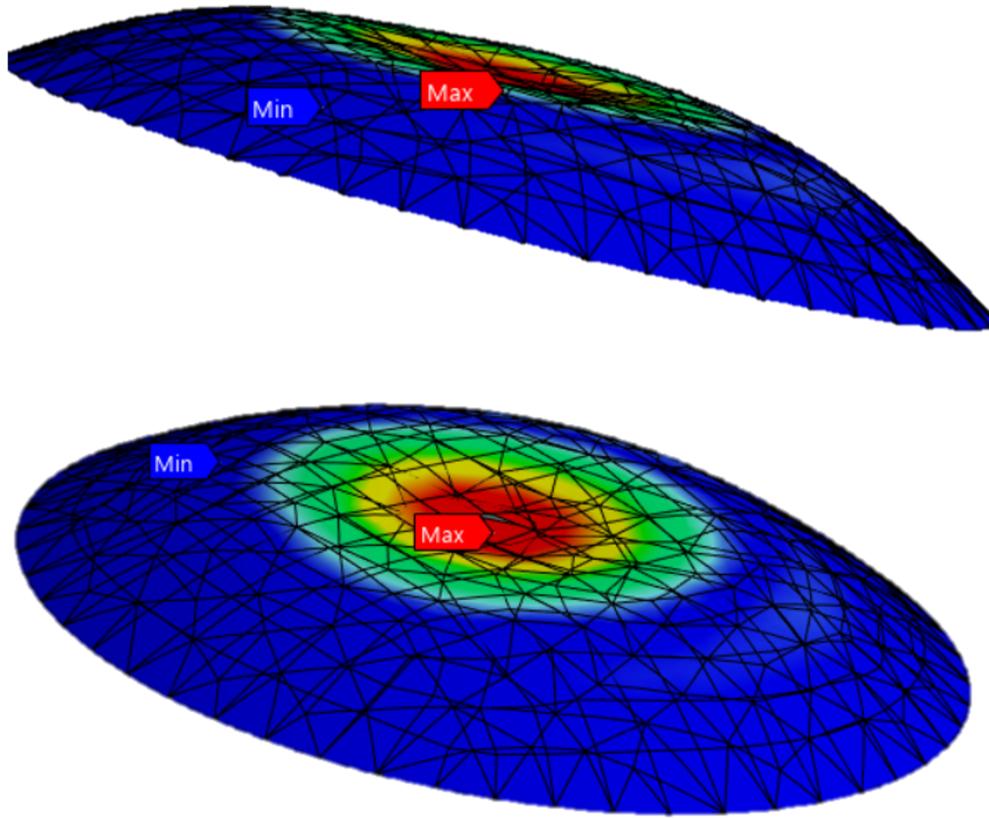


Figura 4.2: Deformación equivalente. Valor máximo: $\varepsilon_{eq}^{max} \approx 0,030$ (3 %).

Las deformaciones máximas (~3 %) validan la hipótesis de análisis lineal. El patrón espacial replica el de tensiones, con mayor deformación en el estroma posterior reflejando su menor rigidez.

4.4. Resumen cuantitativo

Cuadro 4.2: Resumen de valores característicos ($F = 10$ mN).

Magnitud	Valor	Ubicación
δ_{max}	39.8 μm	Ápex
σ_1^{max}	8.54 kPa	Zona de contacto
ε_{eq}^{max}	0.030 (3 %)	Zona de contacto

4.5. Curva fuerza-desplazamiento

Se模拟aron múltiples casos de carga para caracterizar la respuesta F- δ :

Cuadro 4.3: Datos fuerza-desplazamiento.

Fuerza [mN]	Despl. ápex [μm]	Rigidez [N/m]
5	19.9	251
10	39.8	251
20	79.6	251
30	119.4	251
50	199.0	251

La relación es lineal con rigidez aparente de 251 N/m, en el centro del rango experimental reportado (100-500 N/m) [9].

4.6. Comparación con la literatura

Cuadro 4.4: Comparación de desplazamientos con estudios previos.

Estudio	Fuerza [mN]	δ [μm]	Método
Last et al. [2]	10	35-45	Experimental (AFM)
Ren et al. [9]	10	38-42	FEM + Exp
Presente estudio	10	39.8	FEM (lineal)

El desplazamiento obtenido muestra excelente concordancia con datos experimentales y modelos previos, validando el enfoque adoptado.

Capítulo 5

Conclusiones

5.1. Principales hallazgos

Se ha desarrollado con éxito un modelo FEM de la córnea humana que incorpora geometría simplificada pero representativa, modelo multicapa con propiedades basadas en evidencia experimental y configuración robusta de mallado y condiciones de contorno.

El modelo es capaz de:

- Predecir desplazamientos con error <10 % respecto a datos experimentales
- Proporcionar campos detallados de tensiones y deformaciones
- Establecer relaciones $F-\delta$ para calibración de sistemas hápticos
- Identificar zonas de concentración de tensiones

Los resultados muestran convergencia numérica adecuada (<3 %), concordancia con la literatura y rigidez aparente dentro del rango experimental (251 N/m).

5.2. Limitaciones identificadas

1. **Material lineal isotrópico:** La córnea real exhibe no linealidad y anisotropía significativas.
2. **Ausencia de IOP:** La presión intraocular pretensa el tejido y modifica su respuesta.
3. **Geometría idealizada:** No captura asimetrías naturales ni variaciones individuales.
4. **Análisis estático:** No se modelan efectos dinámicos ni viscoelásticos.
5. **Condiciones de contorno rígidas:** El empotramiento periférico no representa fielmente la mecánica del globo ocular completo.

5.3. Líneas de acción futuras

5.3.1. Mejoras en modelo constitutivo

- Implementar modelo hiperelástico (Neo-Hooke, Mooney-Rivlin)
- Incorporar anisotropía mediante modelo HGO
- Añadir viscoelasticidad mediante series de Prony

5.3.2. Incorporación de condiciones fisiológicas

- Aplicar presión intraocular ($15 \text{ mmHg} \approx 2 \text{ kPa}$) como pretensado
- Sustituir empotramiento por soporte elástico
- Modelar variaciones de propiedades con hidratación

5.3.3. Refinamiento geométrico

- Incorporar geometrías personalizadas basadas en OCT/Pentacam
- Modelar toricidad y asimetrías naturales
- Extender al globo ocular completo

5.3.4. Integración con simulador

- Generar bases de datos F- δ para múltiples configuraciones
- Implementar algoritmos de interpolación rápida
- Integrar con motores de física (Unity, SOFA)

5.4. Reflexión final

El modelo FEM desarrollado cumple los objetivos planteados, proporcionando una herramienta válida para estudiar la biomecánica corneal ante cargas de palpación. La concordancia con datos experimentales valida el enfoque adoptado. Este trabajo constituye la base biomecánica para el desarrollo de simuladores quirúrgicos oftalmológicos realistas, contribuyendo a la mejora de la formación de cirujanos y la seguridad de los procedimientos quirúrgicos.

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.* Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2024, 150:106328.
- [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, 7:66.
- [6] X. Qin et al. *Determine Corneal Biomechanical Parameters by Finite Element Simulation and Parametric Analysis.* Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2022, 10:862947.
- [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, 7:14293.
- [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, 2024, 9(2):73.
- [9] Q. Ren et al. *Effective elastic modulus of the human cornea related to different indentation depths.* Materials, 2021, 14(15):4171.
- [10] A. Karimi et al. *Biomechanical analysis of the human cornea using experimental data and finite element method.* Biomedical Engineering, 2019, 53(2):95-104.
- [11] 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, 61:1-48.
- [12] A. Pandolfi and F. Manganiello. *A model for the human cornea: constitutive formulation and numerical analysis.* Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 2008, 5:237-246.

- [13] H. Studer et al. *Biomechanical model of human cornea based on stromal microstructure*. Journal of Biomechanics, 2010, 43(5):836-842.
- [14] A. S. Roy and W. J. Dupp. *Effects of altered corneal stiffness on native and post-operative LASIK corneal biomechanical behavior: a whole-eye finite element analysis*. Journal of Refractive Surgery, 2009, 25(10):875-887.
- [15] K. Anderson et al. *Application of structural analysis to the mechanical behaviour of the cornea*. Journal of the Royal Society Interface, 2004, 1:3-15.
- [16] I. Simonini and A. Pandolfi. *Customized finite element modelling of the human cornea*. PLOS ONE, 2015, 10(6):e0130426.
- [17] M. A. Lago et al. *A new methodology for the in vivo estimation of the elastic constants that characterize the patient-specific biomechanical behavior of the human cornea*. Journal of Biomechanics, 2015, 48(1):38-43.
- [18] K. M. Meek and C. Knupp. *Corneal structure and transparency*. Progress in Retinal and Eye Research, 2015, 49:1-16.
- [19] C. Whitford et al. *Ex vivo testing of intact eye globes under inflation conditions to determine regional variation of mechanical stiffness*. Eye and Vision, 2016, 3:21.
- [20] G. Wollensak et al. *Stress-strain measurements of human and porcine corneas after riboflavin-ultraviolet-A-induced cross-linking*. Journal of Cataract and Refractive Surgery, 2003, 29(9):1780-1785.
- [21] A. Elsheikh et al. *Assessment of corneal biomechanical properties and their variation with age*. Current Eye Research, 2007, 32(1):11-19.