



Universidad
Zaragoza

Trabajo fin de grado

**‘Biomecánica corneal en función de la
edad y el error refractivo’**

**‘Corneal biomechanics as a function of
age and refractive error’**

Autora

Pilar Clemente Carbonel

Directoras

Alejandra Consejo Vaquero

Laura Remón Martín

Grado en Óptica y Optometría

Facultad de Ciencias

Curso 2024-2025

RESUMEN

Propósito: Evaluar la biomecánica corneal a partir de imágenes Scheimpflug capturadas con el dispositivo Corvis ST, en función de la edad y del tipo de error refractivo.

Metodología: Se incluyeron 112 sujetos (112 ojos derechos) sin patologías previas oculares ni sistémicas que influyan en el colágeno y sin cirugías oculares previas (tipo cirugía refractiva láser). Los usuarios de lentes de contacto no pueden participar en este estudio. Los participantes se dividieron en 2 grupos de edad, considerando además el tipo de error refractivo:

- **Grupo 1:** 18-30 años: 82 jóvenes (44 emétopes y 36 miopes).
- **Grupo 2:** 38-62 años: 30 mayores (16 emétopes y 14 miopes).

En el grupo de emétopes se permitió una hipermetropía de hasta +0,50 D, y un astigmatismo menor de 1,00 D en ambos grupos.

Se realizaron medidas de parámetros estructurales con el *IOL Master*, como la longitud axial, la profundidad de la cámara anterior y los radios de curvatura anteriores de la córnea. Para la evaluación de la biomecánica corneal se utilizó el dispositivo *Corvis ST*.

Resultados: No hubo diferencias estadísticamente significativas en la mayoría de los parámetros biomecánicos corneales entre los grupos de edad ni entre miopes y emétopes, salvo en el parámetro HCPD (distancia entre los extremos de la córnea en máxima concavidad), que fue significativamente mayor en los sujetos mayores, lo que sugiere una deformación más amplia asociada a una mayor rigidez corneal con la edad. Aunque no alcanzaron significación estadística, se observaron tendencias consistentes con la literatura, como una menor deformación corneal en mayores y una mayor longitud axial y deformabilidad en miopes, lo que sugiere que tanto la edad como el error refractivo podrían influir sutilmente en la biomecánica corneal.

Conclusiones: La edad influye en la rigidez corneal, aumentando con el envejecimiento, aunque en esta muestra solo se encontró una diferencia estadísticamente significativa en un parámetro (HCPD). La miopía se asocia a ojos más largos y potencialmente más deformables, pero no se hallaron diferencias significativas en los parámetros biomecánicos evaluados. Aun así, se recomienda tener en cuenta tanto la edad como el error refractivo en el diagnóstico y en la planificación de intervenciones quirúrgicas oftalmológicas.

Palabras clave: biomecánica corneal, edad, error refractivo, Corvis ST, rigidez corneal, deformación corneal.

ABSTRACT

Purpose: To evaluate corneal biomechanics using Scheimpflug images captured with the Corvis ST device, based on age and type of refractive error.

Methods: A total of 112 participants (112 right eyes) were included, all without previous ocular or systemic conditions affecting collagen, and without prior ocular surgeries (such as laser refractive surgery). Contact lens wearers were excluded from the study. Participants were divided into two age groups, also considering the type of refractive error:

- **Group 1:** 18-30 years: 82 young adults (44 emmetropes and 36 myopes).
- **Group 2:** 38-62 years: 30 old adults (16 emmetropes and 14 myopes).

For the emmetropic group, hyperopia up to +0,50 D and astigmatism less than 1,00 D were allowed in both groups.

Structural parameters such as axial length, anterior chamber depth, and anterior corneal curvature radius were measured using the IOL Master. Corneal biomechanics were assessed using the Corvis ST device.

Results: No statistically significant differences were found in most corneal biomechanical parameters between age groups or between myopes and emmetropes, except for the HCPD parameter (distance between corneal edges at the point of maximum concavity), which was significantly greater in older subjects. This suggests a wider deformation associated with increased corneal stiffness with age. Although not statistically significant, trends consistent with the literature were observed, such as lower corneal deformation in older individuals and greater axial length and deformability in myopes, suggesting that both age and refractive error may subtly influence corneal biomechanics.

Conclusions: Age influences corneal stiffness, increasing with aging, although in this sample, only one parameter (HCPD) showed statistically significant differences. Myopia is associated with longer and potentially more deformable eyes, but no significant differences were found in the biomechanical parameters evaluated. Nevertheless, it's recommended to consider both age and refractive error in clinical diagnosis and surgical planning in ophthalmology.

Keywords: corneal biomechanics, age, refractive error, Corvis ST, corneal stiffness, corneal deformation.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. Histología de la córnea.....	1
1.2. Biomecánica corneal.....	2
1.2.1. Factores que determinan o afectan a la biomecánica corneal.....	3
1.2.2. Instrumento de medida de la biomecánica.....	6
1.3. Relación entre la biomecánica corneal y la edad del paciente	7
1.4. Relación entre la biomecánica corneal y la refracción del paciente.....	8
2. OBJETIVOS.....	9
3. METODOLOGÍA.....	9
3.1. Pacientes.....	9
3.2. Protocolo e instrumentos.....	10
3.3. Variables biomecánicas corneales.....	11
3.4. Análisis de datos.....	13
4. RESULTADOS.....	13
4.1. Muestra.....	13
4.2. Parámetros biomecánicos según la edad para cada grupo.....	14
4.3. Parámetros biomecánicos según la edad y el error refractivo para cada grupo.....	16
5. DISCUSIÓN.....	18
6. CONCLUSIÓN.....	21
7. BIBLIOGRAFÍA.....	22

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Histología de la córnea

La córnea humana es la estructura de mayor capacidad refractiva del globo ocular, aportando aproximadamente 43,00 D al total del poder refractivo ocular. Se trata de una estructura avascular y transparente de aproximadamente 11,8 mm de diámetro (valor promedio del eje vertical y horizontal), compuesta por seis capas [1]:

1. Epitelio corneal: Capa externa formada por células escamosas no queratinizadas, con una estructura de 3 a 6 capas en la zona central y de 8 a 10 en la periferia. Estas células se regeneran continuamente para preservar la integridad de la superficie ocular [2].
2. Membrana de Bowman: Capa acelular ubicada por debajo del epitelio, compuesta por fibras de colágeno tipo I y V. Proporciona resistencia estructural y actúa como barrera protectora contra lesiones [2].
3. Estroma: Representa aproximadamente el 90% del grosor de la córnea y está compuesto por láminas de fibras de colágeno tipo I y V dispuestas en ángulos rectos, lo que favorece la transparencia corneal. Entre estas láminas se localizan los queratocitos, células encargadas de mantener la matriz extracelular [2].
4. Capa de Dua: Esta capa acelular, descubierta recientemente, se encuentra ubicada entre el estroma y la membrana de Descemet. Su grosor varía de 6 a 15 micras y está formada por 5 a 8 capas de colágeno [2].
5. Membrana de Descemet: Se trata de la membrana basal del endotelio corneal, constituida por colágeno tipo VIII dispuesto en una estructura de red hexagonal. Su grosor oscila entre 5 y 10 micras, incrementándose con la edad [2].
6. Endotelio corneal: Capa más interna de la córnea, formada por células escamosas simples que controlan el equilibrio hídrico del estroma a través de bombas iónicas, lo que permite conservar la transparencia corneal [2].

En la Figura 1 se muestra una imagen histológica donde se muestran cinco de las capas nombradas previamente.

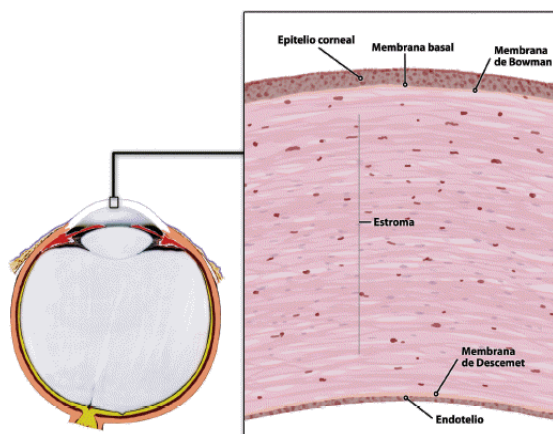


Figura 1: Corte histológico de córnea normal observada con un aumento de 200x.

La córnea carece de vasos sanguíneos, es avascular, una característica fundamental para preservar su transparencia y permitir el paso de luz hacia el interior del ojo. Su nutrición proviene de vasos sanguíneos cercanos, como los del limbo y la conjuntiva. La transparencia corneal también se debe a la disposición ordenada y al estado de deshidratación de las láminas de fibras de colágeno que componen el estroma, las cuales están organizadas de forma ortogonal, con separación uniforme y un diámetro constante [4]. Por otra parte, la superficie anterior de la córnea es esférica, ya que su curvatura varía a lo largo de toda su extensión. A medida que se aleja del centro, el radio de curvatura disminuye (siendo el radio anterior promedio en el ápex corneal 7,80 mm) hacia la periferia, lo que da lugar a una superficie prolata [5].

1.2. Biomecánica corneal

La biomecánica corneal se encarga de analizar las propiedades mecánicas de la córnea y su respuesta ante fuerzas externas. Este estudio abarca cómo se deforma y recupera su forma, aspectos esenciales para conservar su transparencia y función óptica. Dichas propiedades están determinadas por factores como la hidratación, la elasticidad, la viscosidad y el grosor del estroma corneal [6].

La biomecánica corneal ha cobrado una importancia creciente en oftalmología clínica debido a sus aplicaciones en diagnóstico, tratamiento y seguridad en cirugía, especialmente refractiva (como LASIK, SMILE o PRK). Además, es una herramienta de gran utilidad para evaluar el riesgo antes de la cirugía refractiva, gracias a dispositivos como el *Ocular Response Analyzer* (ORA) y el Corvis ST, que permiten medir la respuesta de deformación de la córnea causada por el aire. Estos instrumentos son fundamentales para predecir el riesgo de ectasia postoperatoria [7]. También permite seleccionar técnicas menos invasivas cuando la biomecánica lo aconseja, ajustando el grosor de flap en LASIK o el apilamiento de tejido en SMILE, dando lugar a una optimización y personalización del tratamiento. Tiene un papel muy importante en el diagnóstico temprano de enfermedades corneales, ya que los cambios biomecánicos suelen preceder a alteraciones morfológicas visibles en enfermedades como el queratocono o la ectasia corneal. La biomecánica corneal también resulta útil en el manejo del glaucoma (influye en la medición de la presión intraocular) y en la planificación de cirugías de catarata o trasplantes, donde la estabilidad corneal es un factor clave [8].

La córnea posee propiedades biomecánicas que combinan características elásticas y viscoelásticas, ya que es un tejido blando, altamente hidratado y compuesto principalmente por colágeno y proteoglicanos. A continuación, se detallan estas propiedades elásticas y viscoelásticas:

Las propiedades elásticas de la córnea reflejan la capacidad para deformarse de manera inmediata y reversible ante una fuerza externa. En condiciones fisiológicas normales, la relación entre tensión (*stress*) y deformación (*strain*) puede aproximarse a lineal. Se mide mediante el módulo de Young [9].

Las propiedades viscoelásticas de la córnea implican que su respuesta ante una carga depende del tiempo, es decir, no reacciona de forma instantánea ni completamente elástica. En la Figura 2 se muestra un diagrama en el que la curva de carga y descarga no sigue la misma trayectoria, formando un bucle característico

debido a la pérdida de energía por disipación viscosa, conocido como bucle de histéresis. La pendiente del ciclo no es constante, lo que refleja un comportamiento no lineal, y el área encerrada en el bucle representa la energía disipada durante el ciclo de carga y descarga [10].

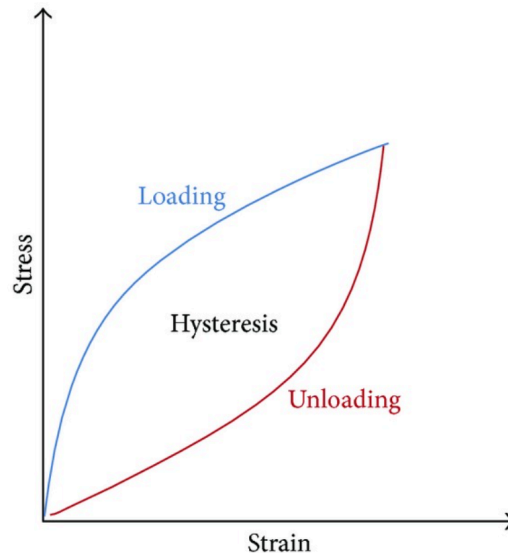


Figura 2: Diagrama de respuesta de tensión-deformación de un material que muestra comportamiento viscoelástico [9].

1.2.1. Factores que determinan o afectan a la biomecánica corneal

La biomecánica corneal está influenciada por diversos factores que afectan su rigidez, elasticidad y capacidad de respuesta ante fuerzas externas. A continuación, se describen algunos de los factores que influyen en la biomecánica:

-Componentes de la matriz extracelular (MEC):

En la biomecánica corneal, el epitelio corneal desempeña un papel importante en funciones como el desarrollo, crecimiento, diferenciación y migración celular. El correcto ensamblaje de la matriz extracelular (MEC) es crucial para la función corneal, ya que regula la transparencia, la forma, la avascularidad, la cicatrización de heridas y la estabilidad mecánica necesaria para mantener la forma y curvatura corneales. La transparencia de la córnea, principal elemento refractivo del ojo, se debe a la disposición regular de las fibras de colágeno y al espacio interfibrilar característico que se forma durante el desarrollo embrionario [11].

Un estudio que respalda la influencia de la matriz extracelular (MEC) en la biomecánica corneal demostró, mediante tomografía electrónica tridimensional de la córnea bovina, que las interacciones estructurales entre el colágeno y los proteoglicanos son esenciales para mantener tanto la transparencia corneal como la rigidez mecánica del tejido [12].

-Hidratación:

La hidratación corneal no solo afecta la transparencia corneal, sino también su módulo elástico. Cuando la córnea está excesivamente hidratada, como ocurre en

condiciones de edema corneal, el espaciado entre las fibras de colágeno aumenta, lo que altera la organización del estroma y reduce su resistencia mecánica. Esto se traduce en una disminución de la rigidez corneal, haciéndola más deformable ante la presión intraocular o fuerzas externas [11].

Hatami-Marbini et al. demostraron en 2013 que las propiedades biomecánicas del estroma corneal dependen de su hidratación, y observaron que, a medida que esta disminuye (junto con el grosor corneal), el módulo elástico aumenta significativamente, lo que indica una mayor rigidez del tejido [13].

-Fluctuaciones hormonales:

Las variaciones en los niveles de estrógeno en sangre a lo largo del ciclo menstrual y durante el embarazo pueden generar cambios en la córnea, como un aumento de su grosor y una reducción tanto en la histéresis como en el factor de resistencia corneal. Asimismo, se ha observado que el embarazo y los desequilibrios en las hormonas tiroideas están relacionados con la aparición de ectasia corneal, un abombamiento y adelgazamiento patológico de la córnea [11].

Goldich et al. en 2011 respaldaron las variaciones de los parámetros biomecánicos corneales y en el espesor corneal central durante el ciclo menstrual, y demostraron que las fluctuaciones hormonales, especialmente los niveles elevados de estrógeno, disminuyen la rigidez corneal y modifican la viscoelasticidad [14].

-Edad:

La edad es un factor clave que influye en la biomecánica corneal, debido a los cambios estructurales que se producen en los componentes del tejido corneal con el tiempo. A medida que una persona envejece, se incrementan los enlaces cruzados (*cross-linking*) naturales entre las fibras de colágeno en el estroma, lo que produce una mayor rigidez corneal. Esto se traduce en un aumento de la resistencia mecánica y una disminución de la deformabilidad del tejido.

En el apartado 1.3. se presenta una revisión más detallada de la relación entre la biomecánica corneal y la edad del paciente [11].

-Error refractivo:

Diferentes estudios, realizados tanto en adultos como en niños, han analizado la relación entre errores refractivos esféricos (miopía e hipermetropía) y cilíndricos (astigmatismo) con la biomecánica corneal [15][16][17][18].

La evidencia indica que, en córneas menos rígidas, los valores de histéresis corneal (CH) y el factor de resistencia corneal (CRF) tienden a ser menores y se asocian con la miopía y una mayor longitud axial (LA). En casos de hipermetropía, se observa una tendencia hacia córneas más rígidas; sin embargo, los estudios aún presentan resultados inconsistentes.

El astigmatismo también se relaciona con cambios biomecánicos, ya que CH y CRF ayudan a mantener la simetría, y además el índice de rigidez (SSI) varía según la evolución del astigmatismo.

En el apartado 1.4. se presenta una revisión más detallada de la relación entre la biomecánica corneal y el error refractivo del paciente.

-Presión intraocular (PIO):

La PIO es una medida que incluye la magnitud de la fuerza ejercida por el humor acuoso sobre la superficie interna del ojo anterior. La PIO se considera un parámetro clave para determinar la salud ocular, ya que puede aumentar debido a problemas anatómicos, factores genéticos, inflamación ocular o como efecto secundario de la medicación, pero también es un factor de riesgo importante para el glaucoma [11].

Huseynova et al. realizaron un estudio en 2014 sobre la biomecánica corneal en función de la presión intraocular (PIO) y la paquimetría, utilizando señal infrarroja dinámica y análisis de imágenes de Scheimpflug en ojos normales. Sus resultados demostraron que, cuanto más baja es la CH, mayor tiende a ser la PIO corregida (PIOcc) [19].

En otro estudio que comparó la biomecánica corneal y la PIO entre individuos sanos y distintos subtipos de glaucoma, se observó que los valores de CH fueron significativamente más bajos en los pacientes con glaucoma que en el grupo control. Esto indica una córnea más blanda y menos resistente, asociada con una mayor deformación corneal. Por lo tanto, los ojos con glaucoma presentan una biomecánica alterada, caracterizada por una menor CH y CRF, así como una mayor deformabilidad [20].

-Lentes de contacto:

Si bien las lentes de contacto blandas y las lentes esclerales son herramientas eficaces para la corrección visual, ambas podrían afectar a la biomecánica corneal de diversas maneras. La separación entre la lente y la córnea, junto con la adaptación y el tiempo de uso de las lentes, puede inducir estrés y posibles cambios en la estructura corneal. Además, la presión ejercida por estas lentes sobre la esclerótica puede influir en la presión intraocular, afectando así la biomecánica corneal [11].

Según *Marcellán et al.* (2022), la presión intraocular (PIO) disminuye de forma significativa tras 10 días de uso de lentes de contacto blandas de hidrogel de silicona. A los 20 días, esta disminución es aún más marcada, mientras que CH comienza a mostrar un aumento significativo. Por el contrario, el grosor corneal central (CCT) y el factor de resistencia corneal (CRF) no presentan cambios relevantes [21].

-Espesor corneal central:

El grosor corneal está estrechamente relacionado con la biomecánica ocular y es un parámetro clave en la evaluación de enfermedades como el glaucoma. Su influencia se refleja en las mediciones de la histéresis corneal (CH) y el factor de resistencia corneal (CRF), ya que estas dependen de las propiedades mecánicas de la córnea. En general, una córnea más gruesa tiende a mostrar valores más altos de CH y CRF, mientras que una córnea más delgada suele presentar valores más bajos. Esto se debe a que un mayor grosor implica mayor rigidez y capacidad estructural para

resistir deformaciones, así como para absorber y disipar energía. Por el contrario, las córneas delgadas presentan menor rigidez y menor capacidad de amortiguación, lo que se traduce en valores más bajos de CH y CRF [11].

1.2.2. Instrumento de medida de la biomecánica

A continuación, se describen dos dispositivos de uso clínico que proporcionan datos sobre la biomecánica corneal: el *Ocular Response Analyzer* (Reichert Technologies, Depew, NY, EE. UU.), un dispositivo de aplanación bidireccional dinámica, y el Corvis ST (Oculus Optikgeräte GmbH, Alemania), un analizador dinámico basado en tecnología Scheimpflug.

-Analizador de respuestas ocular (ORA):

Las mediciones in vivo de la respuesta biomecánica corneal estuvieron disponibles por primera vez con la introducción del ORA en 2005. El ORA es un tonómetro sin contacto (NCT) con una ráfaga de aire colimada para marcar un área corneal apical central de 3 a 6 mm. Un sistema electro-óptico avanzado monitoriza el movimiento bidireccional de la córnea mediante la reflexión de un haz infrarrojo. A medida que se activa el pulso de aire, la córnea se deforma hacia adentro (fase de entrada), pasando por un primer momento de aplanación, cuando se registra la presión (P1). A medida que la presión del aire continúa aumentando, la córnea adquiere una configuración cóncava. La fase de salida comienza con la disminución de la presión del aire, permitiendo que la córnea recupere gradualmente su forma original. Durante esta fase, la córnea experimenta una segunda aplanación, momento en el que se registra de nuevo la presión del pulso de aire (P2) [22].

En la Figura 3 se muestra el gráfico típico que proporciona el ORA donde se muestran los dos picos de presión a lo largo del tiempo, que representan las fases de aplanamiento corneal durante la aplicación y liberación del pulso de aire. Los parámetros que se derivan de ese gráfico son la histéresis corneal (CH) y el factor de resistencia corneal (CRF). La CH se define como la diferencia entre los dos valores de presión $CH=P1-P2$, la cual refleja las propiedades viscosas de la córnea. El CRF es una medida que representa las propiedades elásticas de la córnea, derivado de la fórmula $P1 - Pk2$, siendo k una constante determinada de la relación de las presiones de aplanación con el grosor corneal central. Además, proporciona valores de la PIO equivalente a la tensión de aplanación de Goldmann y la PIO compensada según las propiedades biomecánicas corneales del paciente (PIOcc).

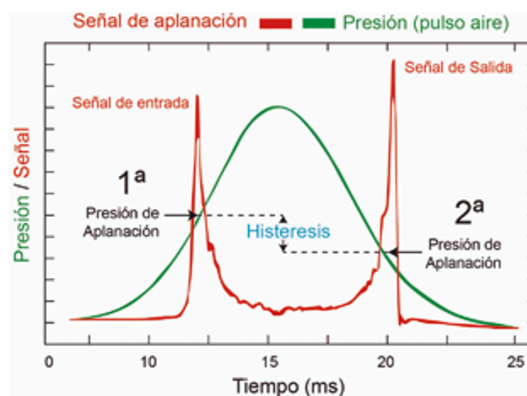


Figura 3: Gráfico de aplanación generado por el dispositivo ORA [23].

-Corvis ST:

El Corvis ST (Figura 4) es un instrumento de medición corneal de no contacto (NCT), aprobado por la FDA para llevar a cabo tanto tonometría como paquimetría. A nivel global, también cuenta con aprobación para su uso en la evaluación biomecánica de la córnea. Al igual que el ORA, este equipo analiza cómo se deforma la córnea al aplicar un estímulo de aire, registrando dos momentos de aplanamiento: uno durante el hundimiento de la córnea y otro cuando esta vuelve a su forma original [24].



Figura 4: Dispositivo Corvis ST empleado en este estudio para la medida de las propiedades biomecánicas de la córnea [25].

No obstante, el Corvis ST presenta dos diferencias fundamentales respecto al ORA. En lugar de utilizar un haz infrarrojo para detectar los momentos de aplanación, emplea una cámara Scheimpflug de ultra alta velocidad que captura 140 imágenes horizontales de 8 mm en tan solo 33 ms, lo que permite un análisis más preciso de la deformación. Además, a diferencia del ORA, este sistema aplica una presión máxima constante en cada disparo de aire. También ofrece mediciones del espesor corneal, la PIO estándar (correlacionada con la tonometría de Goldmann) y la PIO ajustada según las propiedades biomecánicas individuales de la córnea [26]. En la parte de metodología se explica más detalladamente los parámetros biomecánicos que proporciona.

1.3. Relación entre la biomecánica corneal y la edad del paciente

Como se ha comentado anteriormente, la biomecánica corneal se refiere a las propiedades mecánicas de la córnea, como su rigidez, elasticidad y capacidad de deformación ante una fuerza (como la presión intraocular o un estímulo externo). Estas propiedades varían según múltiples factores, siendo la edad del paciente uno de los más importantes. De hecho, la influencia de la edad sobre las propiedades biomecánicas de la córnea ha sido estudiada mediante distintos enfoques clínicos y experimentales, especialmente con dispositivos como el ORA y el Corvis ST. Esta evidencia ha permitido identificar una relación clara entre el envejecimiento y las alteraciones tanto estructurales como funcionales de la córnea.

Sharifipour et al. realizaron un ensayo clínico con ORA y analizaron las variaciones biomecánicas corneales relacionadas con la edad. En este estudio se observó una

correlación negativa significativa entre la edad y dos parámetros clave: la histéresis corneal (CH) y el factor de resistencia corneal (CRF) ($p < 0.001$). Asimismo, se detectó un aumento de la presión intraocular compensada por la córnea (PIOcc) en individuos mayores de 40 años en comparación con los menores de 20 años [27].

En un estudio complementario, también con ORA, se exploró el impacto del envejecimiento en las propiedades biomecánicas de la córnea y su influencia en la medición de la presión intraocular durante 24 horas. Se encontró que los pacientes mayores (50–80 años) presentaban valores de CH y CRF más bajos que los jóvenes (20-25 años), sin que estos parámetros mostraron variaciones significativas a lo largo del día [28].

Por otro lado, estudios biomecánicos ex vivo han contribuido a caracterizar la variación de la rigidez corneal con la edad. Estos análisis revelaron un incremento significativo de la rigidez, con un aumento del módulo tangente del 15-20% por década, lo cual mostró una correlación estadísticamente significativa con la edad ($p < 0.05$) [29].

Guo et al. llevaron a cabo en 2024 una investigación en individuos chinos sanos, donde se confirmó que el envejecimiento se asocia con una córnea más rígida y menos elástica. Este estudio in vivo mediante el dispositivo Corvis ST, que permite un análisis detallado de los parámetros biomecánicos corneales, respalda la tendencia previamente mencionada [30].

Además, una revisión exhaustiva sobre los cambios estructurales y biomecánicos de la córnea relacionados con el envejecimiento, diversas patologías y los procesos de reticulación fotoquímica (*cross-linking*) ha reforzado la evidencia de que la rigidez corneal se incrementa, mientras que la viscoelasticidad, reflejada en parámetros como el CH, tiende a disminuir [31].

La literatura científica actual demuestra de forma consistente que el envejecimiento está asociado con una disminución de la viscoelasticidad corneal, reflejada en la reducción de los valores de CH y CRF, junto con un aumento en la rigidez del tejido. Estos cambios se deben a alteraciones estructurales del colágeno y al incremento progresivo del *cross-linking* natural relacionado con la edad [27][28][31]. Tanto estudios clínicos in vivo (con Corvis ST) como análisis ex vivo confirman que la edad es un factor determinante en la biomecánica corneal. Esta pérdida de elasticidad y aumento de rigidez pueden influir en la medición de la presión intraocular, el riesgo de patologías como el queratocono en pacientes jóvenes y la respuesta a intervenciones quirúrgicas como la cirugía refractiva [29][30][32]. Por ello, la edad del paciente debe considerarse un elemento clave en la evaluación, diagnóstico y planificación de tratamientos oftalmológicos personalizados.

1.4. Relación entre la biomecánica corneal y la refracción del paciente

La biomecánica corneal y la refracción del paciente están íntimamente relacionadas, ya que las propiedades mecánicas de la córnea influyen directamente en cómo se enfoca la luz sobre la retina y, por tanto, en el estado refractivo del ojo (miopía, hipermetropía, astigmatismo, etc.).

En un estudio realizado por Bueno-Gimeno et al. en 2014, se evidenció que valores bajos de histéresis corneal (CH) y del factor de resistencia corneal (CRF) están asociados con una mayor longitud axial y la presencia de miopía. Por el contrario, un CH más elevado se relaciona con hipermetropía. Este estudio establece una relación clara entre la biomecánica corneal, el error refractivo y la longitud axial del ojo, destacando cómo estas propiedades mecánicas pueden reflejar el estado refractivo en población infantil [15].

Por otro lado, en un estudio poblacional realizado en adultos jóvenes utilizando el dispositivo Corvis ST, se encontraron asociaciones entre las propiedades biomecánicas corneales y la refracción. Se observó que los ojos con mayor miopía presentaban córneas más deformables, lo cual se evidenció mediante parámetros específicos como las velocidades de aplanamiento (AV1 y AV2), los ratios de amplitud y el índice de estrés-deformación. Estos hallazgos refuerzan la hipótesis de que la biomecánica corneal varía según el grado de refracción, y que dicha variación puede ser medida objetivamente en población adulta [33].

Finalmente, en pacientes con queratocono, una enfermedad caracterizada por una alteración progresiva de la forma y estructura corneal, se ha documentado que tanto la histéresis corneal (CH) como el factor de resistencia corneal (CRF) disminuyen a medida que avanza la severidad de la patología. Además, se encontró una correlación entre el CRF, la curvatura corneal y la aberración esférica, lo que indica que la alteración biomecánica en esta condición influye directamente tanto en la refracción como en la calidad visual del paciente [34].

En conjunto, estos estudios y revisiones demuestran de forma sólida que parámetros biomecánicos como CH y CRF están asociados con los distintos tipos y grados de errores refractivos (miopía, hipermetropía y astigmatismo), y que condiciones patológicas como el queratocono reflejan alteraciones biomecánicas que impactan significativamente en la refracción y en la calidad visual.

2. OBJETIVOS

El objetivo principal de este trabajo es analizar los cambios inducidos por la biomecánica corneal en ojos sanos, en función de la edad y del error refractivo. Para ello, se ha utilizado el dispositivo Corvis ST, que permite evaluar la respuesta corneal mediante imágenes Scheimpflug obtenidas durante una deformación controlada, con el propósito de profundizar en la comprensión de los factores que influyen en la rigidez y elasticidad de la córnea. Asimismo, se registraron parámetros anatómicos complementarios utilizando el dispositivo comercial IOL Master.

3. METODOLOGÍA

3.1. Pacientes

En este estudio participaron 112 sujetos voluntarios (112 ojos derechos), divididos en dos grupos:

- Grupo A (jóvenes): compuesto por 82 pacientes emétopes y miopes, con edades comprendidas entre los 18 y 30 años.
- Grupo B (mayores): compuesto por 30 pacientes emétopes y miopes, con edades comprendidas entre los 38 y 62 años.

En la Tabla 1 se muestra la distribución de los pacientes según el grupo de edad y el tipo de error refractivo. Se indica el rango de edad, la edad media y el número de ojos incluidos en cada grupo.

Tabla 1: Distribución de ojos según la edad y el tipo de error refractivo. Se indica el rango de edad, la edad media de cada grupo, la desviación estándar (DE) y el número de ojos evaluados.

		Rango de edad (años)	Edad media ± DE (años)	nºojos
Grupo A	Miopes	[18-30]	22,32 ± 3,25	38
	Emétropes	[20-25]	22,05 ± 1,36	44
Grupo B	Miopes	[39-62]	54,43 ± 8,56	14
	Emétropes	[38-61]	50,50 ± 9,40	16

Se informó a todos los participantes sobre el proceso y los procedimientos a seguir mediante un consentimiento informado (ANEXO 1), en el que se especificaba que su participación en el estudio era completamente voluntaria. Todos los participantes firmaron dicho consentimiento.

Los criterios de inclusión para poder participar en este estudio fueron las siguientes:

- Sujetos sin patologías previas oculares ni sistémicas que influyen en el colágeno y sin cirugías oculares previas (tipo cirugía refractiva láser).
- Los usuarios de lentes de contacto no pueden participar en el estudio.
- Se permiten sujetos en ambos grupos con hipermetropía de +0.50 D y astigmatismo menor de 1.00D.

3.2. Protocolo e instrumentos

Los pacientes acudieron a una única visita para la realización de las pruebas y, para todos los sujetos de ambos grupos, se tomaron las medidas bajo las mismas condiciones de iluminación, en un mismo espacio y siempre realizadas por el mismo examinador (PCC), con el fin de no influir en los resultados obtenidos. Para cada ojo evaluado se realizó únicamente una medición con el dispositivo Corvis ST, a diferencia del IOL Master, con el cual se realizaron 5 medidas. Las pruebas se llevaron a cabo en los gabinetes de Optometría de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Zaragoza. La duración total de las medidas tomadas se estableció en 40 minutos.

Al inicio de la visita de cada paciente, se realizó una anamnesis completa en la que se les preguntó nombre y apellidos, edad, sexo, antecedentes oculares personales y familiares. Además, se explicó y se firmó el consentimiento informado (ANEXO 1) y se llevaron a cabo las siguientes medidas, las cuales se realizaron en las mismas condiciones de medida y en la secuencia que se describe, tomando las medidas del ojo derecho de cada sujeto.

-Medida de la refracción objetiva, utilizando un autorrefractómetro binocular de campo abierto en condiciones fotópicas, en concreto el *Grand Seiko Binocular Natural Measurement Auto Refractometer/Keratometer WR-5100K*.

-Realización de la refracción subjetiva siguiendo el protocolo descrito en los apuntes de la asignatura de Laboratorio de Optometría (2.º curso del Grado en Óptica y Optometría, Universidad de Zaragoza). Como punto de partida, se utilizó la medida de la refracción objetiva o la graduación de las gafas del paciente, obtenida mediante un frontofocómetro manual en caso de que el sujeto fuera portador de gafas oftálmicas.

-Medida de la agudeza visual (AV) monocular con compensación, utilizando un test de Snellen colocado a 5 metros del sujeto.

-Medición de la biometría corneal con el *IOL Master 500*, registrando los valores de longitud axial, profundidad de cámara anterior, radios de curvatura anteriores de la córnea y distancia blanco-blanco.

Este dispositivo es un biómetro óptico de no contacto que emplea un haz de luz infrarroja con una longitud de onda de 780 nm para medir la longitud axial del ojo (LA), utilizando la técnica de interferometría de coherencia parcial [35].

Este equipo mide la longitud axial (LA) desde la superficie anterior de la córnea hasta el epitelio pigmentario de la retina. También puede obtener automáticamente la distancia horizontal de limbo a limbo (blanco a blanco (WTW)), realizar queratometría (K1 y K2) y calcular la profundidad de la cámara anterior (ACD). Para garantizar la fiabilidad de la medición, es necesario que la relación señal-ruido sea mayor a 2 [36].

Para la medición de la longitud axial se requieren al menos cinco lecturas, registrándose el valor promedio de todas las mediciones válidas. Sin embargo, en este estudio aplicamos este mismo criterio a todos los parámetros evaluados con el IOL Master.

-Medición con el Corvis ST, mediante el cual se evaluaron las propiedades biomecánicas y la deformación corneal. En el siguiente apartado se muestran las variables biomecánicas que proporciona el Corvis.

3.3. Variables biomecánicas corneales

En la Figura 5 se observan varios aspectos clave del comportamiento biomecánico de la córnea, como las fases de deformación corneal y parámetros cuantificables. Cuando se aplica el pulso de aire, la córnea pasa por tres fases:

1. Fase de aplanamiento (A1): inicio de deformación hacia adentro.
2. Deformación máxima (HC): momento de máxima deformación.
3. Fase de recuperación (A2): cuando la córnea vuelve a su forma original.

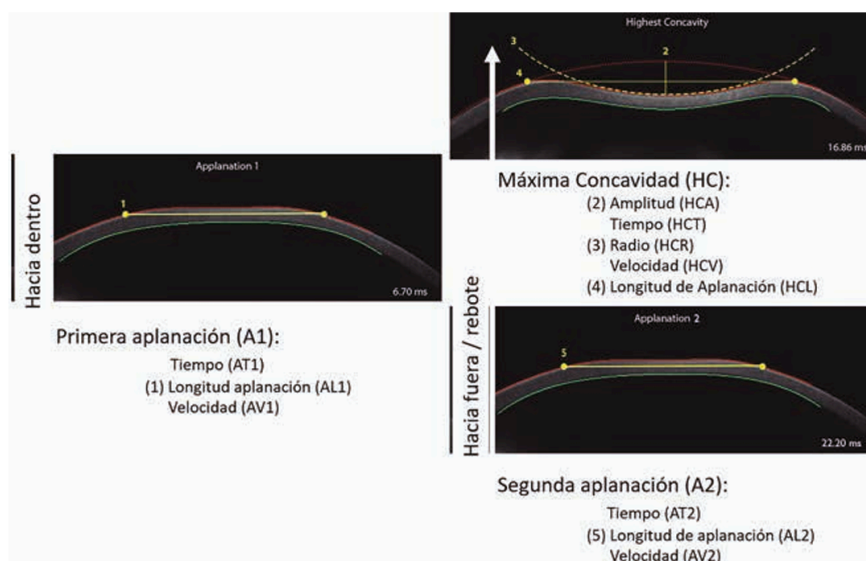


Figura 5: Representación gráfica de los parámetros registrados por el Corvis ST durante la aplicación del pulso de aire [23].

A continuación se muestran las principales variables relacionadas con la deformación corneal, proporcionadas por el software Corvis ST, agrupadas por tipo: [37][38][39][40][41]

-Temporales:

Esta categoría incluye variables como A1 Time (AT1) y A2 Time (AT2), que indican el tiempo transcurrido hasta que ocurren la primera y la segunda apianación, respectivamente, medido en milisegundos (m/s).

-Espaciales:

Las variables A1 Length (AL1) y A2 Length (AL1) se refieren a la longitud de la zona apianada de la córnea en los momentos de la primera y segunda apianación. Estas mediciones se expresan en milímetros (mm).

-Velocidad:

A1 Velocity (AV1) y A2 Velocity (AV1) corresponden a la velocidad de la córnea durante la apianación en la fase A1 y A2. Su unidad de medida es metros por segundo (m/s).

-Deformación:

La *Deformation Amplitude* (DA) representa la máxima deformación del vértice corneal, expresada en milímetros (mm). Esta medida se registra en tres momentos distintos: durante la primera apianación (A1DA), la segunda apianación (A2DA) y en el punto de mayor concavidad (HCDA).

-Concavidad:

La variable *Radius HC* (HCR) hace referencia al radio de curvatura de la córnea en el momento de máxima concavidad. Por otro lado, el parámetro de la distancia máxima de concavidad más alta (HCPD) corresponde a la distancia entre los dos picos

horizontales de la córnea en el punto donde inicia la deformación máxima. Ambas medidas se expresan en milímetros (mm).

-Deflexión:

En este momento de desplazamiento, se evalúan varios parámetros clave que describen el comportamiento de la córnea. Primero, la amplitud de deflexión en la primera aplanación (A1DefA) mide en milímetros (mm) el desplazamiento del ápice corneal respecto al estado inicial, mientras que la longitud de deflexión en A1 (A1DefL (mm)) y el área de deflexión en A1 (A1DefArea (mm²)) cuantifican, respectivamente, la extensión lineal y la superficie afectada por esta deflexión. De manera similar, durante la segunda aplanación, se registran la amplitud de deflexión (A2DefA) en milímetros (mm), que indica el desplazamiento del ápice en este segundo momento, junto con la longitud (A2DefL (mm)) y el área de deflexión (A2DefArea (mm²)), que describen la magnitud y el área correspondiente a esta fase.

-Longitud de arco:

Los parámetros A1dArcL y A2dArcL representan el cambio en la longitud del arco desde el estado inicial hasta los momentos de A1 y A2, respectivamente. Ambas variables se registran en milímetros (mm).

3.4. Análisis de datos

Se realizaron dos tipos de análisis. Primero, se realizó un análisis estadístico de tipo descriptivo, en el cual se calcularon la media y la desviación estándar (DE) de los 19 parámetros que el sistema Corvis ST genera automáticamente. También se obtuvieron del biómetro varios valores: la longitud axial (LA), la profundidad de la cámara anterior (ACD), los radios queratométricos de la córnea (K1 y K2) y la distancia blanco a blanco (WTW). Para este análisis se utilizó el programa Excel. Asimismo, se incluyeron en este análisis algunos parámetros adicionales, como la refracción subjetiva de los pacientes, esférica y cilíndrica.

Posteriormente, se llevó a cabo un análisis estadístico inferencial con el software *Sigma Plot*, y se evaluó si los datos seguían una distribución normal mediante la prueba de *Shapiro-Wilk*. En aquellos casos en los que las variables mostraron una distribución normal, se aplicó la prueba *T* para muestras independientes. Se consideró que existía una diferencia estadísticamente significativa cuando el valor de *p* fuera menor a 0,05.

4. RESULTADOS

4.1. Muestra

El grupo A (jóvenes) estuvo compuesto por 82 participantes (82 ojos derechos), con una edad media de 22,17 ± 2,40 años (rango: 18-30 años). De ellos, 26 eran hombres y 56 mujeres.

El grupo B (mayores) estuvo compuesto por 30 participantes (30 ojos derechos), con una edad media de 52,33 ± 8,93 años (rango: 38-62 años). De ellos, 16 eran hombres y 14 mujeres.

En cuanto a la refracción subjetiva de los participantes del grupo A, presentaron una media de refracción esférica de $-0,81 \pm 1,38$ D y una media de refracción cilíndrica de $-0,19 \pm 0,33$ D. Por otro lado, en la refracción subjetiva del grupo B se obtuvo una media de refracción esférica de $-0,86 \pm 1,53$ D y una media de refracción cilíndrica de $-0,13 \pm 0,28$ D.

En la Tabla 2 se presentan con mayor detalle los datos correspondientes a cada grupo.

Tabla 2: Distribución de ojos según la edad y el tipo de error refractivo. Se indica el rango de edad, la edad media de cada grupo y el número de ojos evaluados. En la última columna se muestra la refracción subjetiva media (Rx) de cada grupo. DE=desviación estándar.

		Rango de edad (años)	Edad media \pm DE (años)	nºojos	Rx subjetivo \pm DE (D)	
					Esfera	Cilindro
Grupo A	Miopes	[18-30]	22,32 \pm 3,25	28	-1,81 \pm 1,48	-0,36 \pm 0,37
	Emétropes	[20-25]	22,05 \pm 1,36	44	0,15 \pm 0,19	-
Grupo B	Miopes	[39-62]	54,43 \pm 8,56	14	-1,84 \pm 1,82	-0,29 \pm 0,37
	Emétropes	[38-61]	50,5 \pm 9,4	16	-	-

4.2. Parámetros biomecánicos según la edad para cada grupo

En la Tabla 3 se recogen los datos obtenidos tanto del grupo A como del grupo B para los 19 parámetros nombrados en el apartado 3.3. En esta tabla se recoge la media para cada parámetro de cada grupo, así como su desviación estándar. En la última columna se muestra la diferencia entre los dos grupos para cada una de las variables.

Tabla 3: Media y desviación estándar de los 19 parámetros que exporta automáticamente del dispositivo Corvis ST, tanto para el grupo A (jóvenes) como para el grupo B (mayores). DE=desviación estándar.

Parámetro	Valor \pm DE Grupo A	Valor \pm DE Grupo B	Diferencia grupo A-B
AT1 (ms)	7,50 \pm 0,83	7,48 \pm 0,33	0,02
AL1 (mm)	2,49 \pm 0,29	2,43 \pm 0,35	0,06
AV1 (mm/s)	0,14 \pm 0,02	0,15 \pm 0,02	-0,01
A1DefA (mm)	0,09 \pm 0,02	0,10 \pm 0,01	-0,01
A1DefL (mm)	2,20 \pm 0,33	2,36 \pm 0,23	-0,16
A1DefArea (mm ²)	0,17 \pm 0,04	0,19 \pm 0,03	-0,02

A1DA (mm)	0,12 ± 0,02	0,13 ± 0,02	-0,01
A1dArcL (mm)	-0,02 ± 0,00	-0,02 ± 0,00	0,00
HCDA (mm)	1,02 ± 0,09	1,01 ± 0,10	0,01
HCPD (mm)	4,85 ± 0,27	5,03 ± 0,27	-0,18
HCR (mm)	7,13 ± 0,81	7,12 ± 0,90	0,01
AT2 (ms)	21,50 ± 1,67	21,48 ± 1,88	-0,02
AL2 (mm)	2,15 ± 0,40	1,93 ± 0,49	0,22
AV2 (mm/s)	-0,26 ± 0,06	-0,26 ± 0,08	0,00
A2DefA (mm)	0,14 ± 0,07	0,16 ± 0,14	-0,02
A2DefL (mm)	3,12 ± 0,66	3,15 ± 0,96	-0,03
A2DefArea (mm ²)	0,30 ± 0,25	0,40 ± 0,50	-0,10
A2DA (mm)	0,42 ± 0,08	0,46 ± 0,10	-0,04
A2dArcL (mm)	-0,03 ± 0,02	-0,03 ± 0,03	0,00

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) en ninguno de los parámetros estudiados mostrados en la Tabla 3 entre el grupo A y el grupo B, excepto en el parámetro HCPD ($p < 0,05$), que corresponde a la separación entre los extremos laterales de la córnea donde se inicia la máxima deformación.

En la Tabla 4, que recoge los parámetros específicos (LA, ACD, K1, K2 y WTW) junto con sus respectivas desviaciones estándar, se muestra la comparativa de estos valores entre el grupo A (jóvenes) y el grupo B (mayores). Para el grupo A, la longitud axial media fue de $23,82 \pm 1,02$ mm y la profundidad de la cámara anterior de $3,59 \pm 0,31$ mm; mientras que en el grupo B, la LA fue de $24,38 \pm 1,30$ mm y la ACD de $3,20 \pm 0,36$. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en estas dos variables estructurales analizadas ($p < 0,05$).

Tabla 4: Media y desviación estándar de los 5 parámetros que exporta automáticamente del dispositivo IOL Master, tanto para el grupo A (jóvenes) como para el grupo B (mayores). DE=desviación estándar.

Parámetro	Valor ± DE Grupo A	Valor ± DE Grupo B
LA (mm)	23,82 ± 1,02	24,38 ± 1,30
ACD (mm)	3,59 ± 0,31	3,20 ± 0,36
K1 (mm)	7,85 ± 0,25	7,90 ± 0,22
K2 (mm)	7,68 ± 0,26	7,77 ± 0,22
WTW (mm)	12,08 ± 0,42	12,02 ± 0,37

4.3. Parámetros biomecánicos según la edad y el error refractivo para cada grupo

En la tabla 5 se recogen los datos obtenidos tanto del grupo A como del grupo B para los 19 parámetros nombrados en el apartado 3.3. En esta tabla se recoge la media para cada parámetro de cada grupo dividido en miopes y emétopes, así como su desviación estándar. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) en ninguno de los parámetros estudiados mostrados en la Tabla 5 para el grupo A entre miopes y emétopes, ni para el grupo B.

En la última columna de la Tabla 5 se muestra la diferencia entre los grupos A y B en función del tipo de error refractivo.

En el grupo de pacientes miopes, se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos A y B en las variables HCPD, HCR, AL2, A2DefL y A2DefArea ($p < 0,05$). Para las demás variables, no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$).

En el grupo de pacientes emétopes se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos A y B para las variables HCPD, HCR y AL2 ($p < 0,05$). Para las restantes variables, no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$).

Tabla 5: Media y desviación estándar de los 19 parámetros que exporta automáticamente el dispositivo CORVIS ST, tanto para miopes y emétopes del grupo A (jóvenes) como para miopes y emétopes del grupo B (mayores). DE=desviación estándar.

Parámetro	Valor \pm DE Grupo A		Diferencia Grupo A Miopes-Emétopes	Valor \pm DE Grupo B		Diferencia Grupo B Miopes-Emétopes	Diferencia Grupo A-B Miopes / Emétopes
	Miopes	Emétopes		Miopes	Emétopes		
AT1 (ms)	7,64 \pm 0,33	7,39 \pm 1,10	0,25	7,59 \pm 0,30	7,40 \pm 0,34	0,19	0,05 / -0,01
AL1 (mm)	2,48 \pm 0,27	2,50 \pm 0,30	-0,02	2,47 \pm 0,42	2,40 \pm 0,28	0,07	0,01 / 0,10
AV1 (mm/s)	0,14 \pm 0,02	0,14 \pm 0,03	0,00	0,14 \pm 0,02	0,15 \pm 0,02	-0,01	0,00 / -0,01
A1DefA (mm)	0,09 \pm 0,01	0,09 \pm 0,02	0,00	0,10 \pm 0,01	0,10 \pm 0,02	0,00	-0,01 / -0,01
A1DefL (mm)	2,24 \pm 0,15	2,17 \pm 0,43	0,07	2,41 \pm 0,20	2,31 \pm 0,27	0,10	-0,17 / -0,14
A1DefArea (mm ²)	0,17 \pm 0,03	0,17 \pm 0,04	0,00	0,19 \pm 0,03	0,19 \pm 0,03	0,00	-0,02 / -0,02
A1DA (mm)	0,13 \pm 0,01	0,12 \pm 0,03	0,01	0,13 \pm 0,01	0,13 \pm 0,02	0,00	0,00 / -0,01
A1dArCL (mm)	-0,02 \pm 0,00	-0,02 \pm 0,01	0,00	-0,02 \pm 0,00	-0,02 \pm 0,00	0,00	0,00 / 0,00

HCDA (mm)	1,03 ± 0,11	1,02 ± 0,08	0,01	1,08 ± 0,09	1,12 ± 0,10	-0,04	-0,05 / -0,10
HCPD (mm)	4,89 ± 0,31	4,82 ± 0,23	0,07	5,02 ± 0,29	5,04 ± 0,27	-0,02	-0,13 / -0,22
HCR (mm)	7,11 ± 0,77	7,15 ± 0,85	-0,04	7,19 ± 0,82	7,05 ± 0,97	0,14	-0,08 / 0,10
AT2 (ms)	21,67 ± 0,39	21,36 ± 2,25	0,31	20,90 ± 2,64	21,98 ± 0,39	-1,08	0,77 / -0,62
AL2 (mm)	2,16 ± 0,45	2,14 ± 0,37	0,02	1,81 ± 0,54	2,03 ± 0,44	-0,22	0,35 / 0,11
AV2 (mm/s)	-0,27 ± 0,03	-0,25 ± 0,08	-0,02	-0,24 ± 0,10	-0,28 ± 0,03	0,04	-0,03 / 0,03
A2DefA (mm)	0,13 ± 0,03	0,14 ± 0,09	-0,01	0,20 ± 0,20	0,12 ± 0,03	0,08	-0,07 / 0,02
A2DefL (mm)	3,16 ± 0,56	3,09 ± 0,75	0,07	3,36 ± 1,21	2,97 ± 0,67	0,39	-0,20 / 0,12
A2DefArea (mm ²)	0,28 ± 0,07	0,31 ± 0,33	-0,03	0,53 ± 0,71	0,28 ± 0,09	0,25	-0,25 / 0,03
A2DA (mm)	0,41 ± 0,05	0,43 ± 0,09	-0,02	0,48 ± 0,14	0,45 ± 0,05	0,03	-0,07 / -0,02
A2dArcL (mm)	-0,03 ± 0,01	-0,03 ± 0,02	0,00	-0,04 ± 0,04	-0,03 ± 0,01	-0,01	0,01 / 0,00

En la Figura 6 y la Figura 7 se recogen los parámetros específicos mencionados anteriormente, concretamente la longitud axial (LA) y la profundidad de la cámara anterior (ACD). Estas figuras muestran la comparativa de estos valores entre los pacientes miopes y emétopes del grupo A (jóvenes) y los pacientes miopes y emétopes del grupo B (mayores). En cuanto a los resultados obtenidos sobre los parámetros biométricos del grupo A (jóvenes), la longitud axial media fue de $24,44 \pm 0,95$ mm para los miopes y de $23,31 \pm 0,81$ mm para los emétopes, y la profundidad de cámara anterior fue de $3,76 \pm 0,32$ mm para los miopes y de $3,45 \pm 0,25$ mm para los emétopes. Los valores medios de los radios queratométricos en los pacientes miopes fueron de $7,83 \pm 0,27$ mm para K1 y $7,66 \pm 0,24$ mm para K2, y en los pacientes emétopes fueron de $7,86 \pm 0,26$ mm para K1 y $7,70 \pm 0,30$ mm para K2. La distancia blanco-blanco presentó una media de $12,12 \pm 0,51$ mm en miopes y de $12,05 \pm 0,34$ mm para los emétopes. Respecto a los resultados obtenidos sobre los parámetros biométricos del grupo B (mayores), la longitud axial media fue de $25,20 \pm 1,43$ mm para los miopes y de $23,67 \pm 0,56$ mm para los emétopes, y la profundidad de cámara anterior fue de $3,26 \pm 0,47$ mm para los miopes y de $3,14 \pm 0,25$ mm para los emétopes. Los valores medios de los radios queratométricos en los pacientes miopes fueron de $7,92 \pm 0,27$ mm para K1 y $7,78 \pm 0,26$ mm para K2, y en los pacientes emétopes fueron de $7,89 \pm 0,18$ mm para K1 y $7,76 \pm 0,18$ mm para K2. La distancia blanco-blanco presentó una media de $12,08 \pm 0,26$ mm en miopes y de

11,97 ± 0,44 para los emétropes.

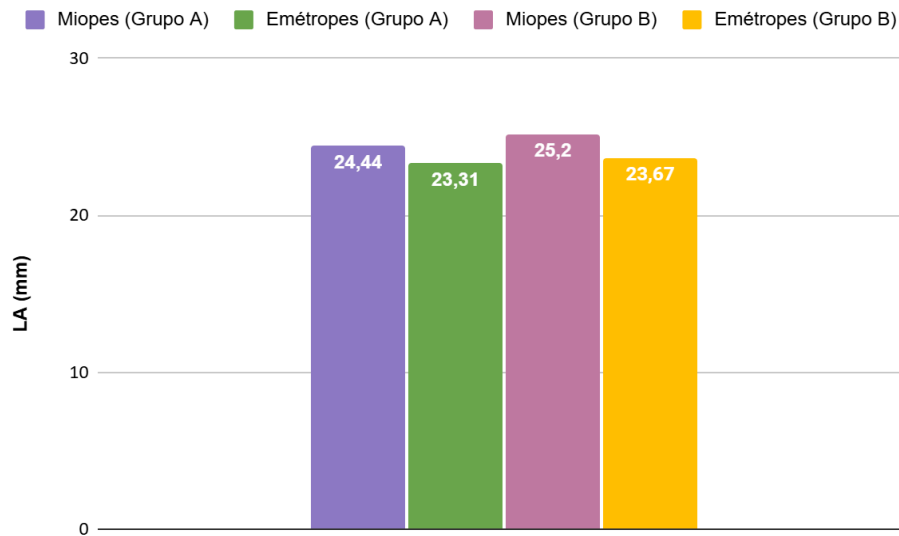


Figura 6: Medida de la LA obtenida con el dispositivo IOL Master para miopes y emétropes del grupo A (jóvenes) y del grupo B (mayores).

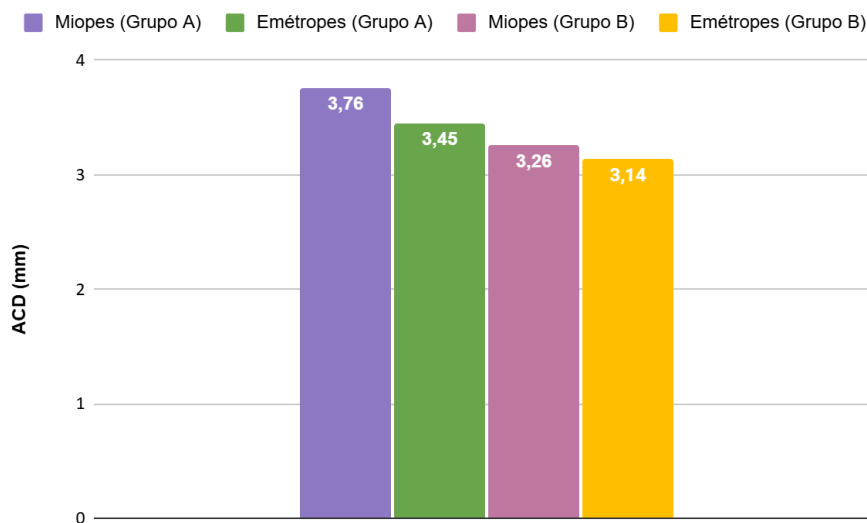


Figura 10: Medida de ACD obtenida con el dispositivo IOL Master para miopes y emétropes del grupo A (jóvenes) y del grupo B (mayores).

5. DISCUSIÓN

El presente Trabajo Fin de Grado tuvo como objetivo principal analizar la influencia de la edad y del error refractivo sobre la biomecánica corneal, mediante el uso del dispositivo Corvis ST, el cual permite una evaluación objetiva de parámetros dinámicos de deformación corneal. La muestra se dividió en dos grupos (jóvenes y mayores), y dentro de cada grupo se diferenciaron sujetos miopes y emétropes, lo que permitió una doble comparativa: por edad y por tipo de refracción.

En primer lugar, al comparar a los grupos A (jóvenes) y B (mayores) sin distinguir el error refractivo (Tabla 3), no se hallaron diferencias estadísticamente significativas en la mayoría de los parámetros biomecánicos evaluados, excepto en HCPD ($p < 0,05$), que representa la distancia entre los extremos de la córnea en el momento de máxima deformación. Este resultado sugiere que, con el envejecimiento, la córnea podría presentar una deformación más extensa lateralmente, lo cual puede interpretarse como un indicio de mayor rigidez corneal en sujetos de mayor edad. Esta observación es consistente con estudios previos que han documentado un aumento en la rigidez corneal asociado al envejecimiento, probablemente relacionado con cambios en la estructura del colágeno y la matriz extracelular (MEC).

De hecho, diversos estudios refuerzan esta hipótesis. Comparando nuestros hallazgos con la bibliografía existente, se observan similitudes con el estudio de *Guo et al.* (2024), quienes evaluaron 864 ojos de 543 individuos sanos con edades comprendidas entre 11 y más de 50 años mediante tecnología Corvis ST. Sus resultados mostraron que parámetros como el índice de rigidez (SSI) y otros indicadores de rigidez corneal aumentaban progresivamente con la edad, mientras que el índice biomecánico corneal (CBI), así como parámetros relacionados con la deformabilidad como la amplitud de deformación (DA) y el radio de curvatura en máxima concavidad (HCR), tendían a disminuir. Estos hallazgos coinciden con nuestras observaciones cualitativas en el grupo de mayores, donde también se detectaron tendencias compatibles con un aumento de rigidez corneal, aunque en nuestro caso no todas alcanzaron significación estadística [30].

Por su parte, *Elsheikh et al.* (2010), en un estudio ex vivo con córneas humanas de donantes entre 30 y 99 años, observaron un incremento del módulo de rigidez de entre un 15-20% por década, confirmando un patrón de endurecimiento progresivo del tejido [29].

Asimismo, *Sharifipour et al.* (2016), en un estudio in vivo con el dispositivo ORA en 461 ojos de individuos entre 10 y 80 años, observaron una correlación negativa significativa entre la edad y los valores de histéresis corneal (CH) y factor de resistencia corneal (CRF) ($p < 0,001$), lo que respalda la tendencia a una disminución de la viscoelasticidad corneal con el envejecimiento. No obstante, debe tenerse en cuenta que las diferencias metodológicas e instrumentales entre el ORA y el Corvis ST dificultan la comparación directa de los valores obtenidos entre estudios que emplean tecnologías distintas [27].

Estos cambios biomecánicos observados en la literatura son coherentes con el resultado hallado en nuestro estudio respecto al parámetro HCPD, y apuntan a que, aunque solo uno de los parámetros alcanzó significación estadística en nuestra muestra, existen tendencias biomecánicas asociadas a la edad que podrían no haber sido detectadas debido a limitaciones de tamaño muestral.

Pese a la ausencia de otras diferencias significativas, algunas tendencias observadas respaldan la hipótesis de que la edad está asociada a modificaciones biomecánicas sutiles, que, si bien no alcanzan significación estadística en esta muestra, pueden ser clínicamente relevantes. Por ejemplo, se observó una ligera disminución en la amplitud de deformación máxima (HCDA) en los sujetos mayores,

lo cual podría interpretarse como un aumento en la rigidez corneal con la edad, tal como ha sido descrito en la literatura científica. Este hallazgo es coherente con el proceso natural de *cross-linking* espontáneo del colágeno que ocurre con el envejecimiento, provocando una menor deformabilidad corneal.

Blackburn et al. (2019), en su revisión sobre los cambios biomecánicos relacionados con la edad, concluyen que la córnea tiende a incrementar su rigidez de forma casi lineal con la edad, mientras que disminuye su comportamiento viscoso. Este endurecimiento progresivo se atribuye al aumento de enlaces no enzimáticos entre fibras colágenas y matriz extracelular en córneas sanas, un fenómeno análogo al *cross-linking* inducido clínicamente. Esta evidencia general del endurecimiento corneal con la edad corrobora la interpretación de nuestros resultados, aunque en nuestro estudio el pequeño margen de cambio en HCDA no alcanza un nivel de significación estadística [31].

En relación con los parámetros estructurales analizados mediante el IOL Master (Tabla 4), se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la longitud axial (LA) y en la profundidad de la cámara anterior (ACD) entre ambos grupos ($p < 0,05$). El grupo B mostró una mayor longitud axial y una cámara anterior más estrecha en comparación con el grupo A. Estos hallazgos podrían deberse tanto a cambios anatómicos propios de la edad como a la distribución del error refractivo dentro de cada grupo.

Al analizar los parámetros biomecánicos según el tipo de error refractivo dentro de cada grupo de edad (Tabla 5), no se observaron diferencias significativas entre miopes y emétopes ni en el grupo A ni en el grupo B.

Sin embargo, se observó una tendencia en el grupo A (jóvenes) donde los miopes presentaban valores ligeramente más altos en la amplitud de deformación máxima (HCDA), en comparación con los emétopes, lo cual podría reflejar una mayor deformabilidad corneal.

Esta tendencia se alinea con estudios previos, como el de *Bueno-Gimeno et al.* (2014), quienes evaluaron a 293 niños de entre 6 y 17 años y analizaron la relación entre error refractivo, longitud axial (LA) y biomecánica corneal utilizando el dispositivo ORA. Los participantes fueron clasificados en tres grupos: 100 miopes, 99 emétopes y 94 hipermetropes. Los resultados mostraron que los miopes presentaban valores significativamente más bajos de histéresis corneal (CH) y factor de resistencia corneal (CRF) en comparación con los emétopes ($p < 0,001$ y $p = 0,02$, respectivamente), lo que indica una biomecánica corneal más blanda y deformable. Esta condición se ha relacionado con el mayor alargamiento axial del ojo miópico y el estiramiento progresivo de sus estructuras, lo que puede reducir la rigidez corneal [15].

Sin embargo, al comparar entre grupos A y B según tipo de error refractivo, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en varios parámetros. En el grupo de miopes, las variables HCPD, HCR, AL2, A2DefL y A2DefArea mostraron diferencias significativas entre edades. En emétopes, las diferencias se encontraron en HCPD, HCR y AL2. Estos resultados indican que la edad tiene un efecto más notorio en la biomecánica corneal cuando se analiza en conjunto con el tipo de error

refractivo.

Los valores de AL2 (longitud de la segunda aplanación) y A2DefArea (área de deformación durante la segunda aplanación), entre otros, mostraron diferencias entre jóvenes y mayores, especialmente en miopes. Estas variaciones podrían estar relacionadas con la mayor deformabilidad que presentan los ojos miopes, los cuales también tienen una mayor longitud axial, tal como se refleja en los datos biométricos de las Figuras 6 y 7. Los miopes, tanto jóvenes como mayores, presentaron sistemáticamente una mayor longitud axial y una cámara anterior más profunda que los emétopes.

Una limitación relevante del presente estudio fue el tamaño de la muestra, especialmente en el grupo de mayores, lo que podría haber reducido la potencia estadística necesaria para detectar diferencias significativas en parámetros de alta variabilidad. Otra limitación fue el no haber considerado subgrupos adicionales como hipermétropes o astigmáticos, que también podrían mostrar patrones biomecánicos diferenciados. Por último, problemas técnicos con el dispositivo Corvis ST impidieron la recolección de variables clave como el espesor corneal central (CCT) y la PIO no corregida y la PIO corregida (PIOcc).

Este estudio pone de manifiesto la utilidad del Corvis ST para evaluar parámetros dinámicos de deformación y abre la puerta a futuras investigaciones con una muestra más amplia y que incluyan el efecto combinado de grosor corneal, PIO, y morfología corneal.

6. CONCLUSIÓN

Tras el análisis de los resultados y en base a los objetivos marcados al inicio de este estudio, las conclusiones son las siguientes:

1. Influencia de la edad en la biomecánica corneal

El estudio sugiere que la edad influye en la biomecánica corneal, con indicios de mayor rigidez en sujetos mayores. Aunque pocas diferencias alcanzaron significación estadística, parámetros como HCPD y HCDA mostraron tendencias compatibles con una menor deformabilidad corneal en edades avanzadas, lo que concuerda con la literatura previa.

2. Relación entre el error refractivo y la biomecánica corneal.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre miopes y emétopes dentro de cada grupo etario en la mayoría de los parámetros biomecánicos. Sin embargo, los miopes tendieron a mostrar una córnea más deformable, lo cual es consistente con su mayor longitud axial y con hallazgos previos que asocian la miopía con una biomecánica corneal más blanda.

3. Interacción entre edad y tipo de refracción

Al analizar los grupos según edad y tipo de error refractivo, se observaron diferencias significativas en parámetros como HCPD, HCR, AL2, A2DefL y A2DefArea, especialmente entre miopes jóvenes y mayores. Esto sugiere que la edad tiene un efecto más marcado sobre la biomecánica corneal cuando se analiza en conjunto con el tipo de refracción.

4. Parámetros estructurales oculares.

Se hallaron diferencias significativas en la longitud axial (LA) y en la profundidad de la cámara anterior (ACD) entre grupos etarios, lo que refleja cambios anatómicos asociados a la edad y posiblemente al tipo de refracción. Los miopes presentaron sistemáticamente mayor LA y ACD que los emétopes.

7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Dua, H. S., Freitas, R., Mohammed, I., Ting, D. S., & Said, D. G. (2023). The pre-Descemet's layer (Dua's layer, also known as the Dua-Fine layer and the pre-posterior limiting lamina layer): Discovery, characterisation, clinical and surgical applications, and the controversy. *Progress In Retinal And Eye Research*, 97, 101161. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.preteyeres.2022.101161>
- [2] Stanca, T. H., Tabacaru, B., & Celea, C. (2015, 1 marzo). *CORRELATIONS BETWEEN CONFOCAL MICROSCOPY AND HISTOLOGICAL ASPECTS OF NORMAL CORNEA*. Disponible en: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5729812/>
- [3] Fernández, A., Moreno, J., Prósper, F., García, M., & Echeveste, J. (s. f.). *Regeneración de la superficie ocular: stem cells/células madre y técnicas reconstructivas*. Disponible en: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272008000100005
- [4] Freegard, T. J. (1997). The physical basis of transparency of the normal cornea. *Eye*, 11(4), 465-471. Disponible en: <https://doi.org/10.1038/eye.1997.127>
- [5] Maurice, D. M. (1957). The structure and transparency of the cornea. *The Journal Of Physiology*, 136(2), 263-286. Disponible en: <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1957.sp005758>
- [6] Piñero, D. P., & Alcón, N. (2014). Corneal biomechanics: a review. *Clinical And Experimental Optometry*, 98(2), 107-116. Disponible en: <https://doi.org/10.1111/cxo.12230>
- [7] Ramirez-Miranda, A., Mangwani-Mordani, S., Arteaga-Rivera, J. Y., Ambrosio, R., Jr, Navas, A., Graue-Hernandez, E. O., & Valdez-García, J. E. (2023). Importancia y uso de la biomecánica corneal y su utilidad diagnóstica. *Cirugía y Cirujanos*, 91(6). Disponible en: <https://doi.org/10.24875/ciru.23000260>
- [8] *Biomecánica corneal en cirugía LASIK - Repositorio Institucional de Documentos*. (2013). Disponible en: <https://zaguan.unizar.es/record/12581?ln=es>
- [9] Garcia-Porta, N., Fernandes, P., Queiros, A., Salgado-Borges, J., Parafita-Mato, M., & González-Méijome, J. M. (2014). Corneal Biomechanical Properties in Different Ocular Conditions and New Measurement Techniques. *ISRN Ophthalmology*, 2014, 1-19. Disponible en: <https://doi.org/10.1155/2014/724546>
- [10] Kling, S., & Hafezi, F. (2017). Corneal biomechanics – a review. *Ophthalmic And Physiological Optics*, 37(3), 240-252. Disponible en: <https://doi.org/10.1111/opo.12345>

- [11] Komninou, M. A., Seiler, T. G., & Enzmann, V. (2024). Corneal biomechanics and diagnostics: a review. *International Ophthalmology*, 44(1). Disponible en: <https://doi.org/10.1007/s10792-024-03057-1>
- [12] Lewis, P. N., Pinali, C., Young, R. D., Meek, K. M., Quantock, A. J., & Knupp, C. (2010). Structural Interactions between Collagen and Proteoglycans Are Elucidated by Three-Dimensional Electron Tomography of Bovine Cornea. *Structure*, 18(2), 239-245. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.str.2009.11.013>
- [13] Hatami-Marbini, H., & Etebu, E. (2013). Hydration dependent biomechanical properties of the corneal stroma. *Experimental Eye Research*, 116, 47-54. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.exer.2013.07.016>
- [14] Goldich, Y., Barkana, Y., Pras, E., Fish, A., Mandel, Y., Hirsh, A., Tsur, N., Morad, Y., Avni, I., & Zadok, D. (2011). Variations in corneal biomechanical parameters and central corneal thickness during the menstrual cycle. *Journal Of Cataract & Refractive Surgery*, 37(8), 1507-1511. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2011.03.038>
- [15] Bueno-Gimeno, I., España-Gregori, E., Gene-Sampedro, A., Lanzagorta-Aresti, A., & Piñero-Llorens, D. P. (2014). Relationship among Corneal Biomechanics, Refractive Error, and Axial Length. *Optometry And Vision Science*, 91(5), 507-513. Disponible en: <https://doi.org/10.1097/OPX.0000000000000231>
- [16] Marinescu, M., Dascalescu, D., Constantin, M., Coviltir, V., Burcel, M., Darabus, D., Ciuluvica, R., Stanila, D., Potop, V., & Alexandrescu, C. (2022). Corneal Biomechanics – an Emerging Ocular Property with a Significant Impact. *MAEDICA – A Journal Of Clinical Medicine*, 17(4). Disponible en: <https://doi.org/10.26574/maedica.2022.17.4.925>
- [17] Yu, A., Shao, H., Pan, A., Wang, Q., Huang, Z., Song, B., McAlinden, C., Huang, J., & Chen, S. (2020). Corneal biomechanical properties in myopic eyes evaluated via Scheimpflug imaging. *BMC Ophthalmology*, 20(1). Disponible en: <https://doi.org/10.1186/s12886-020-01530-w>
- [18] Long, W., Zhao, Y., Hu, Y., Li, Z., Zhang, X., Zhao, W., Yang, X., Cui, D., & Trier, K. (2019). Characteristics of Corneal Biomechanics in Chinese Preschool Children With Different Refractive Status. *Cornea*, 38(11), 1395-1399. Disponible en: <https://doi.org/10.1097/ICO.0000000000001971>
- [19] Huseynova, T., Waring, G. O., Roberts, C., Krueger, R. R., & Tomita, M. (2014). Corneal Biomechanics as a Function of Intraocular Pressure and Pachymetry by Dynamic Infrared Signal and Scheimpflug Imaging Analysis in Normal Eyes. *American Journal Of Ophthalmology*, 157(4), 885-893. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2013.12.024>
- [20] Zarei, R., Zamani, M. H., Eslami, Y., Fakhraei, G., Tabatabaei, M., & Esfandiari, A. R. (2022). Comparing corneal biomechanics and intraocular pressure between healthy individuals and glaucoma subtypes: A cross-sectional study. *Annals Of Medicine And Surgery*, 82. Disponible en:

<https://doi.org/10.1016/j.amsu.2022.104677>

- [21] Marcellán, M. C., Remón, L., & Ávila, F. J. (2022). Corneal hysteresis and intraocular pressure are altered in silicone-hydrogel soft contact lenses wearers. *International Ophthalmology*, 42(9), 2801-2809. Disponible en: <https://doi.org/10.1007/s10792-022-02270-0>
- [22] Esporcatte, L. P. G., Salomão, M. Q., Lopes, B. T., Vinciguerra, P., Vinciguerra, R., Roberts, C., Elsheikh, A., Dawson, D. G., & Ambrósio, R. (2020). Biomechanical diagnostics of the cornea. *Eye And Vision*, 7(1). Disponible en: <https://doi.org/10.1186/s40662-020-0174-x>
- [23] Rodríguez Calvo de Mora, M., Rocha de Lossada, C., Rodríguez Vallejo, M., & Fernández Pérez, J. (2022). *Capítulo 3.5. Biomecánica corneal*. En *Fundamentos de la exploración preoperatoria* (SECOIR). Disponible en: <https://secoir.org/wp-content/uploads/2022/09/capitulo-3.5-2.pdf>
- [24] FDA clears non-contact tonometer. (2013, 31 enero). *American Academy Of Ophthalmology*. Disponible en: <https://www.aao.org/education/headline/fda-clears-noncontact-tonometer>
- [25] OCULUS Iberia S.L. (2024, 19 junio). *Corvis® ST - OCULUS Iberia S.L.* OCULUS ES. Disponible en: <https://www.oculus.de/es/productos/corvis-st/>
- [26] Hong, J., Xu, J., Wei, A., Deng, S. X., Cui, X., Yu, X., & Sun, X. (2013). A New Tonometer—The Corvis ST Tonometer: Clinical Comparison with Noncontact and Goldmann Applanation Tonometers. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 54(1), 659. Disponible en: <https://doi.org/10.1167/iovs.12-10984>
- [27] Sharifipour, F., Panahi-Bazaz, M., Bidar, R., Idani, A., & Cheraghian, B. (2016). Age-related variations in corneal biomechanical properties. *Journal Of Current Ophthalmology*, 28(3), 117-122. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.joco.2016.05.004>
- [28] Kida, T., Liu, J. H., & Weinreb, R. N. (2008). Effects of Aging on Corneal Biomechanical Properties and Their Impact on 24-hour Measurement of Intraocular Pressure. *American Journal Of Ophthalmology*, 146(4), 567-572.e1. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2008.05.026>
- [29] Elsheikh, A., Geraghty, B., Rama, P., Campanelli, M., & Meek, K. M. (2010). Characterization of age-related variation in corneal biomechanical properties. *Journal Of The Royal Society Interface*, 7(51), 1475-1485. Disponible en: <https://doi.org/10.1098/rsif.2010.0108>
- [30] Guo, Y., Guo, L., Yang, W., Tian, L., & Jie, Y. (2024). Age-related analysis of corneal biomechanical parameters in healthy Chinese individuals. *Scientific Reports*, 14(1). Disponible en: <https://doi.org/10.1038/s41598-024-72054-2>
- [31] Blackburn, B. J., Jenkins, M. W., Rollins, A. M., & Dupps, W. J. (2019). A Review of Structural and Biomechanical Changes in the Cornea in Aging, Disease, and

Photochemical Crosslinking. *Frontiers In Bioengineering And Biotechnology*, 7. Disponible en: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00066>

- [32] Torres, R., Merayo-Llodes, J., Jaramillo, M., & Galvis, V. (s. f.). *Biomecánica de la córnea*. Disponible en: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0365-66912005000400004
- [33] Li, D., Liu, M., Yin, Z., Li, Y., Ma, R., Zheng, Y., Qin, Y., Liang, G., & Pan, C. (2023). Refractive associations with corneal biomechanical properties among young adults: a population-based Corvis ST study. *Graefe S Archive For Clinical And Experimental Ophthalmology*, 262(1), 121-132. Disponible en: <https://doi.org/10.1007/s00417-023-06164-4>
- [34] Piñero, D. P., Alio, J. L., Barraquer, R. I., Michael, R., & Jiménez, R. (2010). Corneal Biomechanics, Refraction, and Corneal Aberrometry in Keratoconus: An Integrated Study. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 51(4), 1948. Disponible en: <https://doi.org/10.1167/iovs.09-4177>
- [35] Arens, S., Böhringer, D., Lapp, T., Reinhard, T., & Heinzelmänn-Mink, S. (2024). Comparative Analysis of Refractive Outcomes Following Cataract Surgery Using IOL Master 500 and IOL Master 700 Biometry Devices: A Retrospective Analysis. *Journal Of Clinical Medicine*, 13(17), 5125. Disponible en: <https://doi.org/10.3390/jcm13175125>
- [36] Suto, C., Sato, C., Shimamura, E., Toshida, H., Ichikawa, K., & Hori, S. (2007). Influence of the signal-to-noise ratio on the accuracy of IOLMaster measurements. *Journal Of Cataract & Refractive Surgery*, 33(12), 2062-2066. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2007.07.031>
- [37] Lanza, M., Iaccharino, S., & Bifani, M. (2016). In vivo human corneal deformation analysis with a Scheimpflug camera, a critical review. *Journal Of Biophotonics*, 9(5), 464-477. Disponible en: <https://doi.org/10.1002/jbio.201500233>
- [38] Nemeth, G., Hassan, Z., Csutak, A., Szalai, E., Berta, A., & Modis, L. (2013). Repeatability of Ocular Biomechanical Data Measurements With a Scheimpflug-Based Noncontact Device on Normal Corneas. *Journal Of Refractive Surgery*, 29(8), 558-563. Disponible en: <https://doi.org/10.3928/1081597x-20130719-06>
- [39] Roberts, C., Vinciguerra, R., Vinciguerra, P., Ambrósio, R., Lopes, B. T., Elsheikh, A., et al. (2016). *Biomechanical assessment with the Corvis ST and integration with tomography*. Jaypee Highlights Medical Publishers.
- [40] Del Buey Sayas, M. Á., & Peris Martínez, C. (2014). *Biomecánica y arquitectura corneal*. Elsevier.
- [41] *Advances in Biomechanical Parameters for Screening of Refractive Surgery Candidates: A Review of the Literature, Part III*. (s. f.). PubMed. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31598522/>

ANEXO 1. CONSENTIMIENTO INFORMADO

Documento para que usted dé su consentimiento informado para participar en la investigación del proyecto presente, el cual consta en estudiar la biomecánica corneal a partir de imágenes Scheimpflug capturadas con el Corvis ST en función de la edad y del error refractivo. Es por ello por lo que es indispensable que lo lea con atención y comprenda totalmente su contenido.

Su participación en esta investigación es totalmente voluntaria. Si Vd. Lo firma significa que ha entendido nuestras explicaciones y nos autoriza a que le hagamos diferentes pruebas. Este proyecto incluirá solo 1 visita a la Universidad de Zaragoza.

Riesgos y complicaciones:

Las medidas a realizar se hacen con aparatos comerciales por lo que no suponen ningún riesgo para los pacientes involucrados en el estudio.

El Corvis utiliza un pulso de aire para aplanar la córnea, lo que puede resultar incómodo para algunos pacientes. Si bien la incomodidad suele ser mínima, algunos pacientes pueden experimentar reflejo corneal (parpadeo involuntario).

Pruebas que serán realizadas:

- Medida de la agudeza visual con compensación.
- Refracción objetiva (autorefractómetro) y subjetiva.
- Biometría corneal con el IOL Master (longitud axial, profundidad de la cámara anterior y radios de curvatura anteriores de la córnea).
- Medida con el CORVIS.

DECLARO QUE:

He leído y comprendido totalmente el presente documento. La estudiante Pilar Clemente Carbonel del grado de Óptica y Optometría en la Universidad de Zaragoza me ha facilitado información sobre las pruebas que se realizarán. También me ha comunicado los posibles riesgos y complicaciones, que asumo conscientemente.

En, a dede

Firma del responsable

Firma del usuario