



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

**IMPACTO DEL USO DE LENTES DE CONTACTO
BLANDAS EN LA BIOMECÁNICA CORNEAL**
**IMPACT OF SOFT CONTACT LENSES WEARING ON
CORNEAL BIOMECHANICS**

Autor

Ibon Sáez Busto

Director

Francisco Javier Ávila Gómez

Facultad de Ciencias

Óptica y Optometría

2019-2020

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	2
ABREVIATURAS	3
INTRODUCCIÓN	4
Estructura de la córnea	4
Biomecánica corneal	6
Métodos de medida de la biomecánica corneal	7
Alteraciones de la biomecánica corneal	9
Relación entre las lentes de contacto y biomecánica corneal	9
ORTO - K.....	10
Lentes de contacto RGP	10
Lentes de contacto Blandas	11
HIPÓTESIS	11
OBJETIVO	12
MÉTODOS	12
Muestra	12
Lentes de contacto y tiempo de uso	13
Sistema experimental de medida.....	14
Procedimiento experimental.....	15
RESULTADOS	16
DISCUSIÓN	20
CONCLUSIONES	22
BIBLIOGRAFÍA	22

1. AGRADECIMIENTOS

A la empresa Tiedra, por la donación de todas las lentes de contacto con sus correspondientes sistemas de mantenimiento.

A los pacientes, por su confianza y generosidad.

A mi director, por su ayuda y apoyo. Su asesoramiento, pieza clave de este trabajo.

2. ABREVIATURAS

AV: Agudeza Visual

CA: Cámara Anterior

CCT: Espesor corneal central (Central Corneal Thickness)

CH: Histéresis corneal (Corneal Hysteresis)

CP: Cámara Posterior

CRF: Factor de resistencia corneal (Corneal Resistance Factor)

EC: Espesor Corneal

FC: Fibras de Colágeno

mm: Milímetros

mmHg: Milímetros de mercurio

nm: Nanómetros

μm: Micras

OCT: Tomografía de Coherencia Óptica

OK: Ortoqueratología

ORA: Analizador de Respuesta Ocular (Ocular Response Analyzer)

PG: Proteoglicanos

PIO: Presión intraocular

PIOcc: Presión intraocular compensada con la biomecánica corneal.

PIOg: Presión intraocular equivalente a la PIO Goldman

PQT: Paquimetría

3. INTRODUCCIÓN

3.1. ESTRUCTURA DE LA CÓRNEA

La córnea es un tejido ubicado en la parte delantera del globo ocular. Es un tejido óptico transparente, incoloro y avascular. Su función es refractiva, para transmitir la luz y poder enfocar la imagen en la retina. Otra de sus funciones, gracias a los componentes de la conjuntiva y de la película lagrimal, es la de protección frente a agentes patógenos.

La superficie corneal está delimitada en la parte anterior por la película lagrimal y en la parte posterior por el humor acuoso.¹

Posee un tamaño horizontal de 12 mm y vertical de 11 mm. Además es la estructura ocular con mayor poder refractivo (unas 42D). Posee unos radios de curvatura anterior alrededor de 7,8mm y posterior en torno a 6,5 mm. En cuanto al espesor, el central es más delgado de unos 0.52 mm.²

Si observamos microscópicamente la córnea está dividida en 5 capas diferentes (figura 1).²

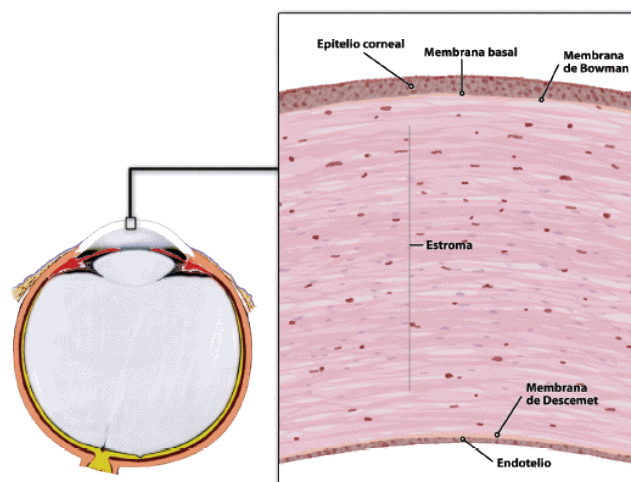


Figura 1: "Imagen de corte histológica de córnea normal (200x): epitelio corneal estratificado y membrana de Bowmann (A), estroma (B), membrana de Descemet (C) y endotelio (D)".²

➤ Epitelio corneal

Es la capa más externa. Está formado por células epiteliales estratificadas no queratinizadas. Tiene un espesor aproximado de 50 μm . Está compuesto de 5 a 7 capas de células, las cuales se distribuyen en 3 estratos. Las células de la superficie anterior son planas y escamosas. Poseen microvellosidades para retener la lágrima. El segundo estrato son las células aladas y el tercero son células basales columnares. El epitelio es el encargado de proteger la córnea y ayuda a realizar el intercambio gaseoso. Confiere una sensibilidad, debido a la gran cantidad de terminaciones nerviosas que posee.

➤ **Membrana de Bowmann**

Es una membrana basal formada por fibrillas de colágeno que poseen una distribución no regular y gran compactación. Permite el paso de los nervios de la córnea entre el estroma y el epitelio. Carece de capacidad regeneradora.

➤ **Estroma**

Constituye el mayor volumen corneal, entorno al 90%. La fuerza, la estabilidad estructural y la transparencia de la córnea son funciones atribuidas a las propiedades del estroma. La disposición uniforme y el tamaño de las fibras de colágeno (FC) en el estroma es lo que confiere la transparencia a la córnea.

El estroma corneal está formado por colágeno tipo I mayoritariamente, también por cantidades menores de tipo III, V y VI, por queratocitos, proteoglicanos, sales, proteínas, sustancia fundamental, etc.

Sabemos que las FC se disponen en 200 a 300 láminas paralelas que se entrelazan y cruzan entre sí de forma regular. Las láminas están paralelas entre sí y a la superficie de la córnea, recorren cada una la longitud de la córnea. La disposición de las fibras ayuda la disección lamelar de la córnea. Las FC del estroma son más pequeñas que en cualquier otra parte del organismo y tienen bandas muy similares a las de otras fibras de colágeno. El colágeno tipo I es el que predomina en la córnea.

Los queratocitos predominan entre las lamelas estromales. Estos forman una red tridimensional, se parecen a los fibroblastos y tienen un citoesqueleto intracelular extenso. Los queratocitos son los encargados de reparar el tejido estromal produciendo matriz extracelular, enzimas, etc. Su acción contribuye a cerrar la herida.

Los proteoglicanos están distribuidos en las FC del estroma corneal. Son los encargados de modular la fibriogénesis del colágeno. Las funciones principales son las de mantener la transparencia corneal y son los encargados de la turbidez que aparece en momentos patológicos.

La sustancia fundamental se encuentra rodeando a las FC, está formada por proteoglucanos, que son glucoproteínas compuestas por cadenas peptídicas distintas del colágeno, y agua. El gran contenido en agua hace que el material no pueda sufrir cambios de volumen.

La sustancia fundamental puede desempeñar un papel para mantener la disposición regular de las fibrillas de colágeno. Si tuviéramos un edema, las FC no varían, lo que varía es el volumen de la sustancia fundamental y el espacio entre las fibras.³

➤ **Membrana de Descemet**

Es una membrana basal del endotelio y aumenta el tamaño hasta la edad adulta. Esta membrana está estratificada. Funciona como capa protectora, y es capaz de regenerarse después de una lesión.²

➤ Endotelio

Es una monocapa de células estratificadas de forma hexagonal. Controlan el flujo de la córnea desde la cámara anterior, restringe la inserción de líquidos en el estroma, da resistencia a la presión intraocular (PIO) y consigue mantener la hidratación corneal relativa. Estas células no son capaces de regenerarse pero si son capaces de modificar su forma para ocupar los espacios vacíos de las células muertas.²

3.2. BIOMECÁNICA CORNEAL

En este trabajo se va a estudiar la variación de las propiedades biomecánicas de la córnea al insertar una lente de contacto blanda en el globo ocular, para ello explicaremos brevemente que es la biomecánica corneal.

La biomecánica corneal (BMC) es la ciencia que estudia el equilibrio y la deformación del tejido corneal sometido a cualquier fuerza externa o dentro del ojo. Estudia la función y estructura de la córnea y pretende establecer bases para pronosticar la respuesta dinámica ante situaciones patológicas y fisiológicas.⁴

Hay distintos factores que determinan la estabilidad corneal. Pueden ser intracorneales o extracorneales. El factor extracorneal más importante es la PIO, ejerce una fuerza sobre la cara interna de la córnea. Se mide típicamente a través de la córnea. Su medida depende del espesor de la córnea (EC) y de las propiedades biomecánicas, por lo que cuanto más delgada/débil sea la córnea, la PIO será menor. Para una estimación correcta de la PIO normalizaremos la medida a la variación de ambos parámetros.

En cuanto a los factores intracorneales, que son los inherentes a la estructura corneal, es la que posee elasticidad y características que soportan las presiones que ejercen los factores extracorneales, mantienen la curvatura estable y cualidades ópticas. Esto ocurre gracias al EC, pero en concreto gracias a la disposición, densidad y entrecruzamiento de las FC del estroma, que corresponde al 90% del espesor corneal. Está compuesto por agua, glicosaminoglicanos y FC.

Cuando se somete a la córnea a compresión o estiramiento, esta reorganiza sus láminas y aumenta su elasticidad hasta alcanzar un equilibrio. Esta red manifiesta diferencias regionales: las láminas organizadas oblicuamente a la superficie de la córnea tienen mayor entrecruzamiento en el tercio estromal anterior que en los dos tercios posteriores, que es donde se organizan paralelas a la superficie. El tercio anterior del estroma determina la estabilidad de la curvatura corneal, presenta mayor resistencia al edema, sosteniendo al resto de la estructura, gracias a la membrana de Bowman.⁵

Como la mayoría de los tejidos viscoelásticos, la córnea presenta una serie de propiedades viscoelásticas. La elasticidad se refiere a las propiedades estáticas del material, en cambio, la viscosidad se refiere a las propiedades dinámicas. Una de las propiedades biomecánicas más importantes es el Módulo de Young, relaciona el esfuerzo y la deformación, es expresado en pascales (Pa). Existe una pequeña variabilidad debida a las distintas condiciones en las que las medidas son realizadas y factores que caracterizan al tejido corneal.⁶

Propiedades elásticas:

Estas propiedades describen como responde la córnea ante la deformación causada por la aplicación de una fuerza mecánica externa.

A pesar de ser elástica, la respuesta no es lineal respecto a una fuerza ejercida y depende de la magnitud de la fuerza con la que se ejerza.

Propiedades viscoelásticas:

Estas propiedades describen la respuesta de la deformación dinámica, es decir en función del tiempo. La deformación viscoelástica requiere tiempo para volver a la posición inicial, y es reversible.

El retraso es debido a la viscosidad, donde el parámetro viscoelástico viene determinado por la histéresis corneal (CH). Para que la restauración sea completa, la aplicación de carga se debe producir dentro del límite elástico.⁷

3.2.1. MÉTODOS DE MEDIDA

Existen diversos métodos de medida de las propiedades biomecánicas corneales. Los métodos más utilizados son los de aplanación por aire, empleados para estudiar la respuesta dinámica de la córnea. La medida de los parámetros proporcionados varía con el espesor corneal y la PIO.

Otro método para la medida de la BMC es el tonómetro de contorno dinámico, que mide la PIO de manera continua y transcorneal. Está basado en el principio de Pascal, la presión que se ejerce a un fluido se transmite sin disminuir a través del recipiente.⁸



Figura 2: Tonometría de contorno dinámico. Imágenes del instrumento, su adaptación a la lámpara de hendidura y visualización de la medida.⁸

El siguiente método es el tonopen, es un dispositivo electrónico y portátil. Utiliza el principio de MacKay-Marg, estudia el movimiento que realiza un émbolo al aplanar la córnea. La onda se analiza mediante un microprocesador que determina con un coeficiente de variación la PIO.⁹



Figura 3: Tonopen, modelos. Imágenes de los distintos modelos del instrumento y visualización de la toma.⁹

El tonómetro de presión de fosfeno es otro de los métodos, se basa en el principio de que la presión que se ejerce sobre la esclera genera un fenómeno perceptible visualmente denominado fosfeno. Es considerado que la presión ejercida puede indicar la PIO.¹⁰



Figura 4: Tonómetro de presión de fosfeno Proview. Imágenes del instrumento.¹⁰

El tonómetro de rebote, es un tonómetro de mano que usa una varilla magnetizada que está constituida por dos espirales que se unen a una sonda hueca, dentro poseen un imán inmóvil que detecta los cambios del voltaje. El instrumento lanza la sonda sobre la córnea y detecta la declaración que se produce en la varilla tras rebotar sobre la córnea.¹¹



Figura 5: Tonómetro de rebote. Imagen del instrumento y visualización de toma.¹¹

El tonómetro de contacto que se basa en reproducir la aplanación de la córnea mediante un chorro de aire. Es una prueba sencilla y rápida, pero su fiabilidad es menor. El pneumotonómetro de gas, realiza una aplanación corneal con una sonda conectada a una cámara llena de gas.¹¹

Las técnicas de aplicación por aire, hoy en día, se han combinado con la tomografía de coherencia óptica (OCT), usadas para obtener información de la deformación de la córnea durante la aplanación.

La tonometría de aplanación Goldmann es una de las técnicas más utilizadas para determinar la PIO. Las propiedades relacionadas con la morfología, es decir el astigmatismo, el espesor corneal central (CCT), la curvatura corneal entre otros pueden variar los resultados de la tonometría.

Cuando presenta astigmatismo significativo, la medida es más difícil de realizar y esto altera la precisión.¹²

La técnica de elastografía por ultrasonido, es usada sobretodo en medicina y en el diagnóstico de patologías relacionadas con la viscoelasticidad de tejido. El principio de funcionamiento en oftalmología es parecido al de la OCT, pero utiliza ultrasonidos en vez de una fuente de luz láser como la OCT. La principal desventaja que presenta es que la relación entre el módulo de Young y la propagación del sonido depende de la orientación de las FC del estroma, que puede variar en orientación, densidad y tamaño en todo el estroma. Es difícil establecer la relación entre las disfunciones de la BMC y la propagación del ultrasonido.

Últimamente, se ha introducido una nueva técnica que está basada en la microscopía de Brillouin, cuyo potencial permite obtener imágenes tridimensionales de la BMC. Uno de los mayores problemas es que hay que escanear el tejido línea a línea, lo que quiere decir que el tiempo para adquirir la medida es mucho mayor, por lo que es más probable que aparezcan mayor cantidad de artefactos en la imagen por lo movimientos involuntarios del ojo.¹³

3.2.2. ALTERACIONES DE LA BIOMECÁNICA CORNEAL

El EC y las propiedades biomecánicas están relacionados. Las propiedades determinan la extensión del tejido corneal mediante la PIO, esto determina indirectamente el grosor corneal. Una córnea más gruesa es capaz de resistir mejor la carga de la PIO, que una más delgada. La PIO es medida a través de la córnea, ya que hay poca accesibilidad a la cámara posterior (CP) del globo ocular.¹⁴

Los valores que se obtienen de PIO están influenciados por el EC y las propiedades de la BMC. Cuánto más débil y delgada es la córnea, se obtiene un valor de PIO menor. Actualmente corrigen la lectura de la PIO dependiendo del grosor corneal. Algunos autores concluyen que las diferencias en la BMC entre individuos tienen un mayor impacto que el EC en las medidas de la PIO.¹⁵ En cuanto al Analizador de Respuesta Ocular (ORA), las medidas que se obtienen de la presión intraocular compensada cornealmente (PIOcc), se obtiene una estimación de la PIO con menor influencia de las propiedades corneales que en la tonometría de Goldmann.^{16, 17}

3.3. RELACIÓN ENTRE LAS LENTES DE CONTACTO Y LA BIOMECÁNICA CORNEAL

Las lentes de contacto (LC) son superficies transparentes cuyo objetivo es corregir defectos refractivos, pero también son utilizadas para fines terapéuticos, Gasset y Kauffman fueron los que establecieron las indicaciones de las LC terapéuticas.¹⁸ Están indicadas en las heridas corneales para diferir, evitar o complementar el tratamiento quirúrgico.¹⁹

Hay diferentes tipos de LC que nos podemos encontrar en el mercado. Las primeras LC que aparecieron fueron las LC rígidas, están fabricadas con un material muy transparente y resistente. El inconveniente de este tipo de lentes es que el material no presenta poros, esto significa que hay poca transmisibilidad de oxígeno y puede generar problemas de salud ocular.

Son lentes resistentes, es decir que tienen un material que no se amolda a la forma de la córnea, por lo que una de las ventajas que presenta este tipo de lentes es que corrigen el astigmatismo corneal y producen al usuario una buena calidad visual. Otra ventaja que presenta es que la limpieza es bastante sencilla, ya que no tiende a adherirse suciedad en la superficie de estas.

Sin embargo estas lentes, no presentan buena transmisibilidad al oxígeno. Al realizar un parpadeo brusco las lentes pueden saltar del ojo fácilmente. El periodo de adaptación es largo, ya que estas lentes al principio son muy molestas.²¹

3.3.1. ORTO-K

Otro tipo de lentes rígidas son las LC de ortoqueratología. Estas lentes también inducen un cambio en la córnea de forma temporal. Estas lentes se portan durante la noche. Gracias a estas se corrige la refracción corneal durante todo el día, ya que gracias a la deformación es capaz de corregir durante un tiempo limitado el error refractivo. El principio de acción se basa en las propiedades viscoelásticas del tejido de la córnea, permiten una deformación corneal por tiempo limitado.²⁰

3.3.2. LC RÍGIDAS GAS PERMEABLES

Otro tipo de lentes son las LC rígidas gas permeable (RGP). Son bastante parecidas a las LC rígidas, explicadas anteriormente. La diferencia es que este tipo de lentes presentan una mayor transmisibilidad de oxígeno, dependiendo del material.

Una de las ventajas que presenta este tipo de lentes es que presentan alta permeabilidad al oxígeno. También proporcionan buena calidad visual y son capaces de corregir el astigmatismo corneal, como en las lentes rígidas. Estas lentes son recomendadas para pacientes con problemas en la lágrima, ya que no necesitan mantenerse hidratadas. Tienen mayor duración.

Por otro lado, al ser lentes porosos el material puede acumular suciedad y depósitos, se rayan, es necesario realizar una limpieza enzimática. También requieren un periodo de adaptación mayor, ya que al principio resultan muy molestos.²²

3.3.3. LC BLANDAS

El siguiente tipo de lentes son las LC de hidrogel convencional. La cantidad de agua las clasifica en lentes de hidratación baja, media y alta. Cuanto mayor sea la cantidad de agua que contienen estas lentes, mayor será su permeabilidad, resultara más fácil el paso de oxígeno a través de la lente. Estas LC son muy cómodas, la adaptación es rápida. En cambio, se pueden contaminar fácilmente, no corrigen el astigmatismo alto, por lo que tendríamos que recurrir a LC blandas tóricas.

Las LC hidrogel de silicona son parecidas a los hidrogel convencionales, la diferencia es que en su interior presentan componentes derivados de la silicona con características homofóbicas.

La primera generación de hidrogel de silicona está caracterizada por los elevados niveles de permeabilidad. La segunda generación mejoró las propiedades químicas y físicas para que fuera más cómoda. Mejoró el módulo de elasticidad y la capacidad de hidratación, es decir, hay mejor relación con la lágrima y con la superficie corneal. La tercera generación rompe la relación entre la cantidad de agua que tiene la lente y el módulo de elasticidad de esta, esto hace que aumente la permeabilidad con características menos duras del material.²²

En estas lentes el módulo de elasticidad está relacionado con la cantidad de siloxano que presente su unidad estructural e inversamente relacionado con la cantidad de agua que esté contenida en la LC. Aquí está la mayor diferencia con las LC de hidrogel convencional, ya que cuanto más cantidad de agua, la moléculas H₂O entorpecen el flujo del oxígeno haciéndolo menos permeable y por lo tanto tendrá menos transmisibilidad.

A pesar de que las LC corrigen nuestras ametropías, hay que tener alguna precaución a la hora de utilizarlas ya que pueden ocasionarnos algún defecto en el globo ocular, algún defecto sistémico, etc. Al introducir LC en el globo ocular se producen una serie de alteraciones metabólicas y cambios morfológicos en la estructura corneal. La mayoría de las alteraciones son debidas a la hipoxia, ya que las LC actúan como barrera que limita el paso del oxígeno a la córnea.²³

El epitelio corneal es la capa que más alteraciones presenta ya que es la capa más externa y la que se encuentra en contacto con la LC. Existen patologías oculares y sistémicas que debemos evaluar y considerar antes de insertar las LC, pueden ocasionar complicaciones.

El objetivo de las LC es conseguir la comodidad del paciente, proporcionándole una buena agudeza visual (AV), sin interferir en la integridad anatómica y fisiológica de la superficie ocular a largo plazo. La cara anterior de la córnea capta oxígeno del exterior. Al introducir la LC estamos dificultando que se produzca la oxigenación de esta cara mencionada. Si la córnea no está bien oxigenada es más probable que se generen complicaciones, como por ejemplo úlceras.

Al tener falta de oxígeno los vasos van creciendo hacia la córnea para nutrirla. Este crecimiento no suele afectar a la transparencia corneal perdiendo calidad de visión, pero la periferia está invadida por los vasos y afecta a la regeneración corneal que es la principal función de esta zona corneal. Al no regenerarse aparecerán más complicaciones.²⁴

4. HIPÓTESIS

Diversos estudios sugieren que el empleo de LC blandas no tiene un impacto significativo en la BMC. En este trabajo se trabaja con la hipótesis de que aunque la respuesta global biomecánica pueda no verse alterada, algunas de sus componentes puedan verse afectadas tras un uso continuado de tiempo.

5. OBJETIVO

El objetivo de este estudio es la monitorización temporal de las propiedades biomecánicas en sujetos jóvenes sanos tras un uso continuado de LC de hidrogel de silicona y por tanto establecer el impacto real del empleo de este tipo de lentes en dichas propiedades, necesarias para mantener una buena transparencia, resistencia e integridad estructural de la córnea humana.

6. MÉTODOS

6.1. MUESTRA

Se realizó el estudio a 15 pacientes (30 ojos), de una media de edad de 22.87 ± 4.14 años. Estos pacientes fueron elegidos siguiendo los siguientes criterios de inclusión y exclusión que detallo a continuación:

CRITERIOS DE INCLUSIÓN DE PACIENTES:

- Pacientes mayores de edad.
- Pacientes con error refractivo.
- Presión intraocular cerca o dentro de la normalidad.
- Pacientes con posibilidad de realizar varias sesiones de medidas.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN DE PACIENTES

- Pacientes con una presión intraocular muy alejada de la normalidad.
- Pacientes con alguna alteración corneal.
- Imposibilidad de manipulación de las lentes de contacto por parte del paciente.

Se le entrego a todos los participantes del estudio un documento informativo y han firmado un consentimiento, consultar Anexo, en el que se informa de que participa en un estudio de monitorización BMC tras el empleo de LC de hidrogel de silicona.

6.2. LENTES DE CONTACTO Y TIEMPO DE USO

Las lentes de contacto escogidas para realizar el estudio son las HORIZONT BIO comercializadas por la empresa Tiedra. Son LCs de hidrogel de silicona. Las especificaciones técnicas son las siguientes:

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS LENTES DE CONTACTO HORIZONT BIO	
Material	Fanfilcon A
Hidratación	55%
Diámetro	14.20 mm
Espesor central	0.08 mm
Radio	8.40 mm
Potencias esféricas	De +8.00D a -12.00 D (pasos 0.50D en potencias mayores a $\pm 6.00D$)
Dk/t	110
Modulo	0.6 Mpa
Diseño óptico	Asférico
Diseño de borde	Redondeado
Filtro UV	Clase 1
Tinte de visibilidad	Azul

Tabla 1: Características de las lentes de contacto de hidrogel de silicona utilizadas en el estudio.

Al tratarse de estudiantes que habían participado previamente en prácticas de la titulación de óptica y optometría, disponíamos de todos los datos de queratometría y refracción previamente. Cabe añadir que en el momento de la entrega de las LC los pacientes fueron debidamente informados del correcto uso de estas, así como instruidos a su manipulación, mantenimiento, limpieza, extracción e inserción y tiempo de uso.

El estudio se divide en 2 grupos temporales de uso de las LC. Uno de 10 y otro de 20 días ambos de uso diario.

Inicialmente el tiempo estimado máximo era 1 mes, coincidiendo con el tiempo de uso de la lente, pero tuvimos que tomar una decisión in-extremis debido a la inminente suspensión de actividades académicas debido al estado de alerta sanitaria.

Para cada sujeto se establecieron 3 medidas temporales:

- 1ª medida: fue una medida de control, justo el día que le entregábamos las LC, se realizó antes del porte de las LC establecidas
- 2ª medida: fue la primera monitorización tras el porte de las LC inmediatamente en el instante de extracción de la LC al final de último día de uso.
- 3ª medida: Una segunda monitorización pasada 1 semana desde la primera monitorización. (No pudo realizarse debido a la alerta sanitaria)

6.3. SISTEMA EXPERIMENTAL DE MEDIDA

Para cada sesión de medidas, realizadas íntegramente en el laboratorio de optometría de la facultad de ciencias, se emplearon dos instrumentos clínicos comerciales de medida:

La primera prueba que realizamos a los pacientes fue el Galilei para obtener la paquimetría (PQT) corneal de los pacientes. El Galilei es una cámara rotacional Scheimpflug que realiza imágenes en 3D del segmento anterior del ojo. Calcula la topografía y PQT de toda la superficie anterior y posterior de la córnea, de limbo a limbo. Es capaz de calcular la profundidad y el ángulo de la cámara anterior de la córnea.

Todas las imágenes obtenidas son digitalizadas y transferidas al ordenador. Este calcula virtualmente un modelo del segmento anterior del globo ocular. Tanto las características tecnológicas como las exactas mediciones de este instrumento, dicen que es fiable para realizar nuestro estudio.

Para realizar las medidas relativas a parámetros biomecánicos que analizaremos en nuestro trabajo utilizamos el Analizador de Respuesta Ocular (ORA). Este instrumento estudia la respuesta corneal durante la aplanación bidireccional inducida por un pulso de aire. La fuerza del aire aumenta progresivamente hasta alcanzar el máximo, luego disminuye también progresivamente.



Figura 6: Tonómetro ORA. Imagen del instrumento.⁴

La córnea, durante el proceso de aplanación atraviesa diferentes fases. Una de ellas es la convexidad natural que es causada por el primer aplanamiento, esto ocurre hasta que se alcanza una pequeña concavidad, esto significa que la deformación es máxima, luego pasa por el segundo aplanamiento hasta que termine el pulso de aire y la recuperación corneal.

Se registra gracias a un colimador de luz electro-óptico, que es capaz de enfocar los 3 mm centrales y gracias a un receptor que recoge las señales de luz que se refleja en la superficie del ojo. El instrumento registra dos valores de presión intraocular, son diferentes debido a la viscoelasticidad corneal.

El sistema ORA, proporciona medidas de la presión intraocular por aplanación y también otras propiedades biomecánicas corneales, como el factor de resistencia corneal (CRF) y la histéresis corneal (CH), definida como la diferencia entre ambas presiones, mencionadas anteriormente. El ORA además proporciona el valor de PIO equivalente a la tonometría de Goldmann, explicada anteriormente. Y un factor de la PIOcc, el cual tiene en cuenta la CH.

Gracias al software de control incorporado en este instrumento también podemos llevar un registro de todas las medidas de los pacientes, incluyendo los gráficos estadísticos.⁴

6.4. PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

Antes de comenzar las medidas experimentales, en la primera sesión se explica al paciente en qué consiste el estudio y firmar el consentimiento informado explicado con anterioridad.

El protocolo de medida es el mismo para las tres medidas temporales: Inicialmente el paciente es medido en el Galilei para la medida de la paquimetría central y posteriormente este dato se incorpora al ORA para realizar las medidas propiamente biomecánicas. Por cada sujeto, se realizaron 3 medidas y el valor final fue la medida de las tres medidas.

Tras la medida de control, se les suministraron las LCs a los participantes que habían sido previamente informados e instruidos en las medidas secuenciales que se irían realizando en diferentes intervalos temporales, según el grupo al que pertenecieran, en el Laboratorio de Optometría de la Facultad de Ciencias de la Unizar.

En la segunda medida, el paciente llegaba con las LC insertadas, para retirarlas justo antes del momento de realizar la medida.

En esta segunda medida se siguió el mismo procedimiento que anteriormente, se realizó primero la medida de un ojo en los dos instrumentos, y cuando terminaran las medidas retirar la lente del otro ojo para realizar el mismo procedimiento.

Finalmente, los datos han sido sometidos a un tratamiento estadístico en el software libre "R Commander" para identificar si el impacto del uso de LCs que han inducido variaciones en la biomecánica corneal con significancia estadística.

7. RESULTADOS

7.1. EFECO DE LA LCS EN LA PRESIÓN INTRAOCULAR

A continuación se pasa a comentar los resultados obtenidos en el estudio realizado en los 2 primeros periodos descritos en el apartado de Procedimiento Experimental. Para las dos medidas, inicialmente se compara la variación tanto de la PIO como de CH y CRF entre las dos sesiones de los pacientes. La Figura 7 compara los valores medios de PIO (tanto PIOG como PIOCC) obtenidos antes del uso (10 días 1) y tras 10 días de uso de LCs (10 días 2).

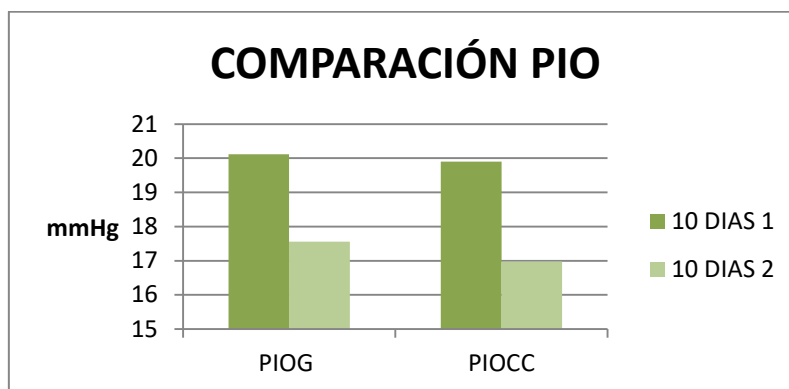


Figura 7: Gráfico de comparación de PIOG y PIOCC antes y después del porte de LC durante 10 días consecutivos. "10 días 1": Control; "10 días 2": tras 10 días de porte de LCs.

Como se observa en el anterior gráfico, los valores de PIOG y la PIOCC medios disminuyen tan sólo 10 días después de emplear LCs obteniendo un valor más elevado en la sesión control que tras 10 días de uso, es decir que el porte de LC ha disminuido la presión intraocular de los usuarios portadores de LCs de hidrogel de silicona.

Más concretamente el valor de la PIOG en la medida antes del porte de LC, es 20.12 ± 5.15 mmHg, por otro lado, al medir después de portar la LC 10 días, se obtuvo el valor de 17.56 ± 6.30 mmHg, lo que supone una reducción media en la PIO de 12.72 %. En cuanto a la PIOCC, el valor antes del porte de LC era de 19.91 ± 4.61 mmHg, en cambio después de portar las LC 10 días la reducción media observada es del 14.72 % hasta 16.98 ± 3.68 mmHg.

El análisis estadístico revela que el valor de PIOG disminuye significativamente (t-test, $p=0.027$) tras 10 días de uso de LCs. Sin embargo el valor de PIOCC, aunque muestra una tendencia a la baja, no se ve alterada significativamente por el uso de LCs (t-test, $p=0.07$).

Respecto al periodo de porte de lentes de 20 días, en la Figura 8 se muestran los datos comparativos de la PIOG y la PIOCC medias, obteniendo como era esperable un valor más elevado en la sesión control que en la segunda tras 20 días de porte, en este grupo de estudio el valor de la PIOG en la medida control fue de 16.13 ± 2.45 mmHg, un 14.51 % más alta que tras portar la LC 20 días, cuyo valor medio obtenido fue de 13.79 ± 2.11 mmHg. Los resultados estadísticos muestran un nivel de significancia mayor (t-test, $p=0.003$) que en el grupo de porte de 10 días por lo que el valor de PIOG decrece significativamente con el uso de LCs de hidrogel de silicona.

En cuanto a la PIOCC, los valores se vieron reducidos en un 14.39 % tras 20 días de uso de LCs. En el grupo de 10 días de porte, se ha comprobado que el valor de PIOCC no se ha visto afectado por el uso de LCs, sin embargo tras 20 días de uso, el valor de PIOCC presenta una reducción estadísticamente significativa respecto al grupo de control (t-test, $p=0.016$).

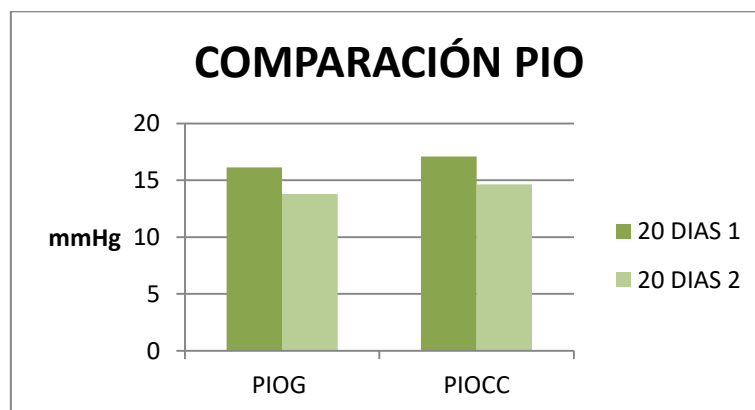


Figura 8: Gráfico de comparación de PIOG y PIOCC antes y después del porte de LC durante 20 días consecutivos. “20 días 1”: Control; “20 días 2”: tras 20 días de porte de LCs.

7.2. EFECTO DE LA LCS EN LAS PROPIEDADES BIOMECÁNICAS

En el apartado anterior se ha comprobado que el porte de lentes de contacto de hidrogel de silicona disminuye la PIO, para entender la causa de esta reducción es necesario profundizar qué cambios biomecánicos se están produciendo en este tejido y que están directamente asociados a esta variación, ya que pueden tener un alto impacto en la salud ocular de aquellos pacientes que padecen de glaucoma o hipertensión ocular. En ese sentido, el presente apartado aborda el análisis de las propiedades biomecánicas relativas a viscoelasticidad (CH) y elasticidad (CRF).

La Figura 9 muestra los valores medios obtenidos en el grupo de estudio de 10 días de porte de LCs para CH y CRF, como puede observarse el valor CH aumenta en la segunda medida esto quiere decir que la viscoelasticidad corneal ha aumentado al portar las LC. En cambio, el CRF ha disminuido tras el porte de LC.

Los valores de CH antes y después del porte de LC son, 10.42 ± 2.98 y 10.60 ± 2.54 respectivamente, lo que supone apenas un incremento del 1.73 %. Por último comparando los resultados de CRF antes y después del porte de LC apenas se observa variación de los valores obtenidos: 11.82 ± 3.37 y 11.33 ± 3.28 , respectivamente.

Los resultados estadísticos no muestran variaciones significativas en los parámetros biomecánicos CH y CRF tras 10 días de uso de LCs de hidrogel de silicona.

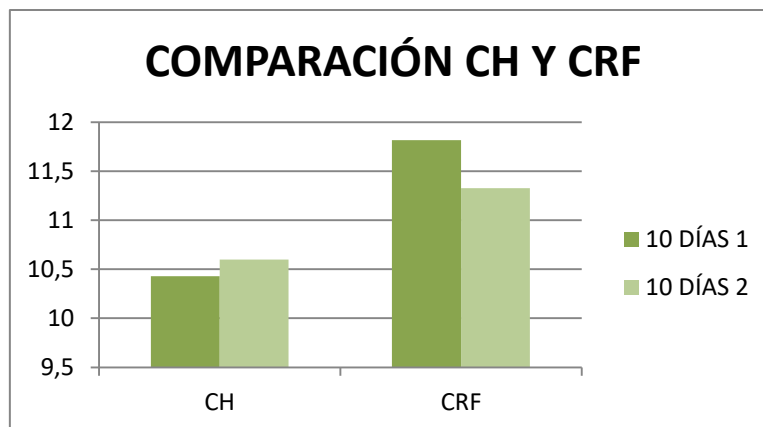


Figura 9: Gráfico de comparación de CH y CRF antes y después del porte de LC durante 10 días consecutivos. "10 días 1": Control; "10 días 2": tras 10 días de porte de LCs.

De forma análoga al apartado anterior, la Figura 10 muestra la comparativa de las propiedades biomecánicas en el grupo de porte de LCs de 20 días, en este segundo grupo las tendencias son las mismas pero con diferencias más acusadas que en el grupo de 10 días de porte, en concreto los valores de CH muestran un incremento en la viscoelasticidad de un 6.53 % Respecto a la resistencia corneal, se observa una disminución del 3.07 % en el parámetro CRF (t-test, $p=0.123$). Atendiendo a los resultados estadísticos, la viscoelasticidad ha aumentado significativamente (t-test, $p=0.04$), mientras que la elasticidad, medida por el parámetro CRF aunque se ha visto disminuida, el decremento no es significativo.

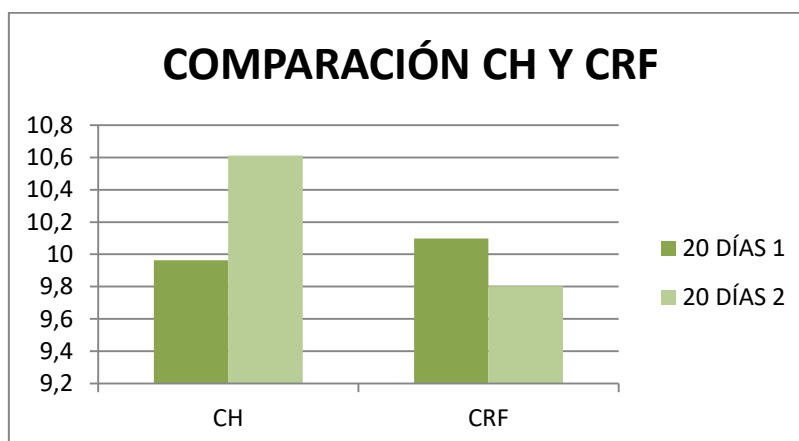


Figura 10: Gráfico de comparación de CH y CRF antes y después del porte de LC durante 20 días consecutivos. "20 días 1": Control; "20 días 2": tras 20 días de porte de LCs.

De los resultados obtenidos se observa que tras sólo 20 días de porte de LCs de hidrogel de silicona, la biomecánica corneal se ve alterada, en particular la resistencia corneal disminuye mientras que la viscoelasticidad aumenta de forma significativa.

7.3. EFECTO DE LAS LCs EN EL ESPESOR CORNEAL

Como se ha demostrado en los apartados de resultados anteriores, el empleo de LCs de hidrogel de silicona a medio plazo afecta de forma significativa tanto a la PIO como a la viscoelasticidad corneal, y aunque no se ha encontrado en este trabajo significancia estadística, también se ha observado un impacto en la resistencia corneal. La resistencia corneal depende tanto de la elasticidad de las fibras de colágeno del estroma, como del volumen del mismo, en ese sentido la Figura 11 compara el espesor corneal medio obtenido para todos los sujetos incluidos en los grupos de 10 y 20 días en las medidas control y tras el uso de LCs. Como se puede observar, en el grupo que menos tiempo ha portado las LCs se observa un leve incremento (0.6 %) en el espesor corneal tras 10 días de uso, sin embargo este incremento no aparece en los sujetos que han portado las lentes 20 días.

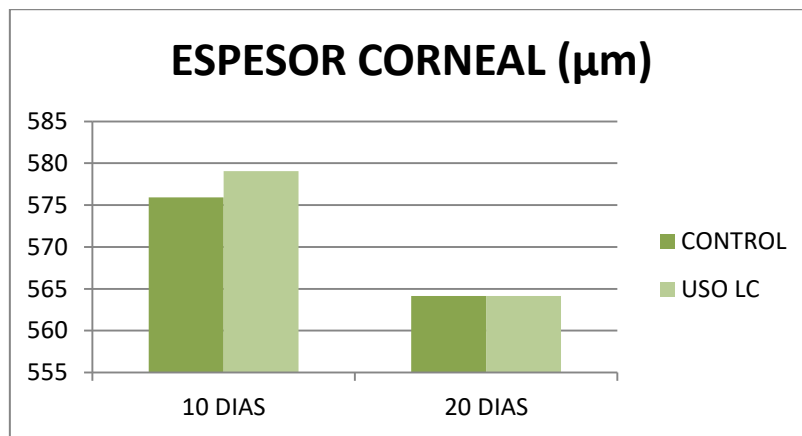


Figura 11: Gráfico de comparación del espesor corneal (EC) en las medidas control y tras el uso de LCs de hidrogel de silicona en ambos grupos temporales.

Aunque el incremento en el espesor corneal medio de los sujetos del primer grupo no es estadísticamente significativo (t-test, $p=0.94$), los resultados sugieren que este incremento puede deberse al edema inicial de la córnea al iniciar el uso de LCs, que se estabiliza hacia los valores normales tras un uso más prolongado, como ocurre en el grupo de 20 días en los que el espesor medio no varía entre los datos control y tras el uso de LCs.

Los resultados de la Figura 9, que corresponden al grupo de 10 días donde se produce este ligero edema, muestran que la resistencia corneal disminuye levemente, pero que aumentan las propiedades viscoelásticas de la córnea. Para corroborar este hecho, finalmente la Figura 12 compara los valores de espesor (EC) y viscoelasticidad (CH) de los sujetos del grupo de 10 días, que son los que han experimentado un incremento en el espesor medio de la córnea. Como puede observarse, cuanto mayor es el espesor, mayor es la histéresis corneal y por tanto la respuesta viscoelástica de la córnea. Además esta relación es estadísticamente significativa puesto que el análisis estadístico revela una correlación de Pearson de $R^2=0.90$ ($p=0.0001$), por lo tanto estos datos demuestran que al inicio del uso de LCs blandas de hidrogel de silicona se produce un edema corneal que como consecuencia incrementa de forma significativa la respuesta viscoelástica corneal. Es un hecho destacable que aunque el edema es un proceso temporal, como muestran los datos de la Figura 11 (se produce una estabilización tras un mayor tiempo de uso prolongado) las propiedades viscoelásticas siguen aumentando hasta

hacerlo de forma significativa al prolongar el uso hasta 20 días tal como se ha mostrado en la Figura 10.

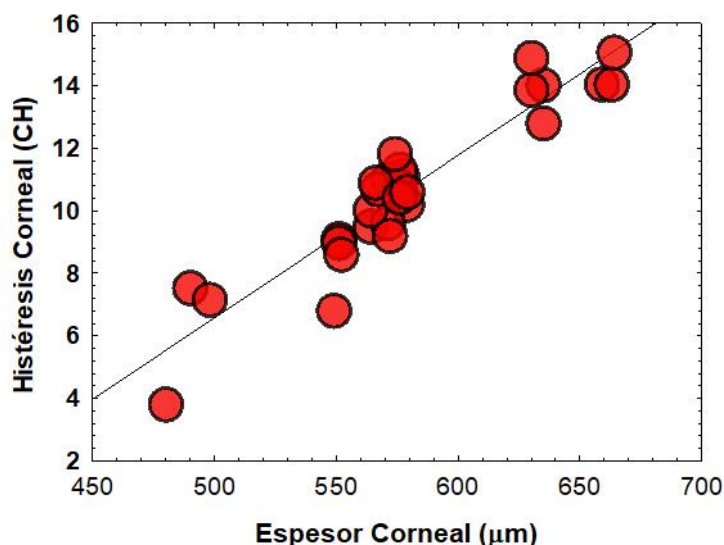


Figura 12: Histéresis corneal (CH) en función del espesor corneal (EC) para los sujetos del grupo de 10 días.

8. DISCUSIÓN

El presente Trabajo Fin de Grado comporta un estudio descriptivo de la evolución temporal de la biomecánica corneal en el uso de lentes de contacto blandas, en particular del tipo hidrogel de silicona.

Debido a la disponibilidad de los participantes y el máximo tiempo de uso de las LCs proporcionadas, tras aplicar los criterios de inclusión y exclusión y confeccionar la muestra de estudio, se han dividido los sujetos en dos grupos: Grupo temporal 1 (10 días de porte diario de LCs) y grupo temporal 2 (20 días de porte diario de LCs).

Previamente a este trabajo, se han publicado complicaciones de edema corneal debido al uso (o mal uso) de LCs de blandas ²⁵ en un periodo corto de tiempo, incluso se han observado cambios en la topografía ²⁶ en LCs de hidrogel de silicona como las que se han empleado en este TFG.

Respecto a la alteración en la biomecánica, unos estudios muestran que el uso diario de LCs blandas no tiene un impacto en la biomecánica corneal²⁷, sino que solamente alteran factores físicos como el espesor debido al edema.

Sin embargo otros estudios muestran que a largo plazo las propiedades biomecánicas si pueden verse alteradas como efecto directo del porte de LCs tóricas.²⁸

El objetivo principal de este TFG es comprobar si el uso diario de LCs blandas de hidrogel de silicona tiene un impacto directo en la biomecánica corneal en sujetos jóvenes en el corto plazo, en concreto en dos intervalos temporales anteriormente descritos de 10 y 20 días.

Los resultados se han estructurado en tres bloques. Por una parte, en el estudio de la presión intraocular (PIO) y por otra el análisis propio de las propiedades biomecánicas de viscoelasticidad (medida mediante la histéresis corneal) y la elasticidad (medida a través del factor de resistencia corneal). En una última parte se ha obtenido la relación entre la resistencia corneal y el espesor de la córnea.

Respecto a los resultados obtenidos de la PIO, se observa una disminución tanto en el periodo de 10 como el de 20 días, además los análisis estadísticos muestran que el empleo de LCs blandas disminuye significativamente la PIO en ambos intervalos temporales, siendo más acusados en el mayor intervalo temporal. Probablemente, un estudio a largo plazo permitiría observar una estabilización de estos valores. Este hecho podría tener una importante aplicación clínica y abrir un nuevo abanico en LCs terapéuticas, ya que reducen temporalmente la PIO de forma significativa, su futuro estudio podría ser de gran ayuda en la enfermedad de glaucoma o pacientes que padecen hipertensión ocular.

En el segundo bloque de resultados, se monitoriza la evolución de las propiedades BMC en función del tiempo de uso de LCs de hidrogel de silicona. En el primer grupo de 10 días de uso, se observa un ligero incremento en las propiedades biomecánicas pero sin significancia estadística. Sin embargo, en el grupo de 20 días aparece un incremento estadísticamente significativo en la viscoelasticidad reflejando la capacidad del tejido corneal para absorber y dispersar la energía, considerándose un marcador del comportamiento dinámico de la córnea. Este incremento viene acompañado de una leve disminución de la resistencia corneal, aunque sin significancia. En ese sentido, observando los valores medios obtenidos se observa una relación inversa entre la PIO y la CH. A medida que decrece la PIO, aumenta la CH en ambos grupos.

En el último bloque, se analiza el impacto que tiene el uso de LCs en el volumen (espesor) corneal. Los datos muestran que al inicio del uso de LCs, se produce un ligero incremento en el espesor, que aunque no es estadísticamente significativo, obedece a un proceso de edema inicial corneal que se observa además que se estabiliza cuando se prolonga el uso de LCs, tal y como muestran los datos del grupo de 20 días.

Por otra parte, se ha demostrado que el incremento del espesor corneal lleva asociado un aumento en la capacidad viscoelástica de la córnea, encontrándose una correlación lineal significativa entre el espesor corneal y la histéresis corneal. Es decir, los resultados no muestran que sea únicamente la resistencia lo que aumenta con el espesor, sino la capacidad combinada de viscosidad y elasticidad (histéresis). Es más, en ambos grupos de estudio, la resistencia corneal disminuye levemente (sin cambios estadísticos) debido al uso de LCs blandas de hidrogel de silicona.

9. CONCLUSIONES

Al término de este trabajo Fin de Grado se han llegado a las siguientes conclusiones:

1. Se ha realizado un estudio descriptivo-observacional de las propiedades biomecánicas de la córnea de sujetos jóvenes y sanos tras portar durante un periodo de tiempo determinado LCs blandas de hidrogel de silicona.
2. Se han obtenido variaciones significativas de la PIO con el uso de LCs de hidrogel de silicona, en concreto una reducción significativa y creciente en los grupos de 10 y 20 días de uso de LCs.
3. Las propiedades biomecánicas comienzan a verse alteradas en los primeros 10 días de uso, al término del grupo de 20 días de uso se ha observado un incremento significativo en la viscoelasticidad y una reducción leve en la resistencia corneal.
4. Durante los primeros 10 días de uso se produce un aumento no significativo del espesor corneal compatible con un proceso de edema corneal, este hecho desaparece al término de los 20 días de uso.
5. Se ha encontrado una correlación lineal significativa entre el EC y la propiedad viscoelástica, de esta forma se concluye que no es la resistencia o la rigidez lo que aumenta sino el conjunto de propiedades elástica-viscosas.
6. Las LCs blandas hidrogel de silicona afectan tanto a factores físicos (espesor), PIO, como a las propiedades BMC por lo que su efecto debería tenerse en cuenta en aquellos pacientes que presenten alteración de dichas propiedades, incluida la PIO.

10. BIBLIOGRAFÍA

1. Torres R, Merayo-Llodes J, Jaramillo M, Galvis V. Biomecánica de la córnea. Arch Soc Esp Ophthalmol [Internet]. 2005 [cited 2020 Jun 14];80(4):215–23. Disponible en:
http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0365-66912005000400004&lng=es&nrm=iso&tlng=es
2. Fernández A, Moreno J, Prósper F, García M, Echeveste J. Regeneración de la superficie ocular: Stem cells/células madre y técnicas reconstructivas. An Sist Sanit Navar [Internet]. 2008;31(1):53–69. Disponible en:
<http://scielo.isciii.es/pdf/asisna/v31n1/revision.pdf>
3. Newton RH, Meek KM. The integration of the corneal and limbal fibrils in the human eye. Biophysical journal. 1998;75(5):2508-12.
4. Ballesteros JF. Cambios corneales físicos y fisiológicos inducidos por el ódulo de elasticidad del lente de contacto. J Chem Inf Model [Internet]. 2017;53(9):1689–99. Disponible en:
<https://pdfs.semanticscholar.org/8981/36f171a5d2afa26a1d093a8166ea938a9b21.pdf>
5. Castellvi J, Parera M, Loscos J. Consideraciones sobre los principios físicos de la tonometría de aplanación. Gac Óptica [Internet]. 2009;442:30–4. Disponible en:
<http://www.cnoo.es/gaceta.asp?anio=2009&cod=54&concreto=s>
6. Kling, S., & Hafezi, F. (2017). 95 Corneal biomechanics: a review. Ophthalmic and Physiological Optics, 37(3), 240-252.
7. Peris C, Menezo JL. Tonometría y tonografía. En: Menezo JL, España E. Técnicas exploratorias en oftalmología; Barcelona: Espaxs SA; 2006:263-280.
8. Knjestedt C, Nee M, Stamper RL. Dynamic contour tonometry: a comparative study on human eyes. Arch Ophthalmol. 2004; 122:1287-1293.
9. Li J, Herndon LW, Asrani SG, Stinnett S, Allingham RR. Clinical comparison of the Proview eye pressure monitor with the Goldmann applanation tonometer and the Tonopen. Arch Ophthalmol. 2004; 122:1117-1121.
10. Álvarez TL, Gollance SA, Thomas GA, et al. The Proview phosphene tonometer fails to measure ocular pressure accurately in clinical practice. Ophthalmology. 2004; 111:1077-1085.
11. Moreno-Montañes J, García N, Fernández-Hortelano A, García-Layana A. Rebound tonometer compared with Goldmann tonometer in normal and pathologic corneas. Córnea. 2007; 26(4):427-430.

12. Kniestedt C, Lin S, Choe J et al. Clinical comparison of contour and applanation tonometry and their relationship to pachimetry. *Arch Ophthalmol*. 2005; 123:1532-1537.
13. Ángel M, Gracia A. *Methods for Characterising Patient – Specific Corneal Biomechanics*. 2017.
14. Sultan, M.B., Mansberger, S.L. & Lee, P.P, Understanding the importance of IOP variables in glaucoma: a systematic review. *Surv Ophthalmol* 2009; 54: 643-662.
15. Broman, A.T., Congdon, N.G., Bandeen-Roche, K. & Quigley, H.A. Influence of corneal structure, corneal responsiveness, and other ocular parameters on tonometric measurement of intraocular pressure. *J Glaucoma* 2007; 16: 581-588.
16. Pepose, J.S., Feifanbaum, S.K., Qazi, M.A., Sanderson, J.P., Roberts, C.J. Changes in corneal biomechanics and intraocular pressure following Lasik using static, dynamics, and noncontact tonometry. *Am J ophthalmol* 2007; 143: 39-47.
17. Luce, D.A. Determining in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 2005, 31(1), 156-162.
18. Gasset A, Kaufman H. Therapeutic uses of hydrophilic contact lenses. *Am J Ophthalmol* 1970; 69: 252-7.
19. Brito C, Sánchez A, Bueno J. Lentes de contacto terapéuticas en patología corneal. Madrid. Allergan, S. A. 1998; 35-61.
20. Juan J y Piñero D. Ortoqueratología nocturna. Implicaciones legales y consentimiento informado. *Gac óptica [Internet]*. 2010;449:12–20. Disponible en:
<https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=3235077>
21. Gonzales JM, Villa Collar C. Hidrogeles de Silicona. 2014;(I):10–7.
22. Villa César, Santodomingo Jacinto. La córnea. Parte III. Alteraciones asociadas al uso de lentes de contacto. *Gac Optom y Opt Oftalmica [Internet]*. 2011;456. Disponible en:
<http://www.cnoo.es/modulos/gaceta/actual/gaceta456/cientifico3.pdf>
23. Piñero, D.P., & Alcón, N. In vivo characterization of corneal biomechanics. *Journal of cataract & Refractive Surgery*. 2014, 40(6), 870-887.
24. Glass, D.H., Roberts, C.J., Litsky, A.S., & Weber, P.A. A viscoelastic biomechanical model of the cornea describing the effect of viscosity and elasticity on hysteresis. *Investigate ophthalmology & visual science*. 2008, 49(9), 3919-3926.
25. Bailey IL, Carney LG. Corneal changes from hydrophilic contact lenses. *Am J Optom Arch Am Acad Optom*. 1973; 50:299–304.

26. Schornack M. Hydrogel contact lens-induced corneal warpage. *Cont Lens Anterior Eye*. 2003; 26:153–159.
27. A. Kissner, et al. “Effect of Soft contact lens wear on corneal biomechanical properties” *Inves. Ophthal. Vis. Sci*. 2009; 50:1753.
28. S.R. Moghadam, et al. “Corneal biomechanics changes following toric soft contact lens wear” *J.Ophthalmic Vis. Res*. 2016; 11(2): 131-135.