

Lentes de contacto y superficie ocular: Biomateriales



Dr. Antonio López Alemany, ed.



Ulleye

Dr. Antonio López Alemany y colaboradores.

Lentes de contacto y superficie ocular: Biomateriales

410 páginas con ilustraciones en blanco y negro y color, tablas y gráficas.

Copyright © 2020

Edicions Ulleye

ISBN: 978-84-122272-1-5

Depósito legal: V-3097-2020

Distribución en exclusiva:

Edicions Ulleye

Apartado de correos, 170

46800 XÀTIVA – Valencia – España

Correo electrónico: ulleye@ulleye.com

Página web: www.ulleye.com

Reservados todos los derechos. Prohibida la reproducción, total o parcial, en ninguna forma y por ningún medio, ya sea mecánico, electrónico o fotocopiado, grabación, o cualquier otro, sin la previa autorización escrita del editor y de la editorial.

Textos e ilustraciones: De los autores.

Imagen portada: Antonio López Alemany

Diseño y maquetación: Rose House Disseny i Maquetació.

Imprime: Byprint Percom, S.L. Picassent, Valencia.

ÍNDICE

In memoriam Dr. Miguel Fernández Refojo

*Jesús Merayo Llovés, Vicente Compañ Moreno José Manuel González Méjome,
Antonio López Alemany, José Carlos Pastor Jimeno*

Página
VII

El tercer Simposio sobre materiales para el diseño de lentes de contacto y su aplicación clínica

Antonio López Alemany

IX

Índice de autores

XI

Superficie ocular

1.- OCT de segmento anterior y lentes de contacto

María Amparo Díez Ajenjo

1

2.- Biomecánica corneal y lentes de contacto

Cristina Peris Martínez, María José Roig Revert, Ester Fernández López, María del Carmen García Domene, Mikhail Hernández Díaz, Mariola Penadés Fons

19

3.- Biomarcadores de ojo seco en estudios clínicos

Alberto López de la Rosa, Amalia Enríquez de Salamanca Aladro, Alberto López Miguel, Francisco José Pinto Fraga, Carmen García Vázquez, Pilar Cañadas Suarez, Cristina Arroyo del Arroyo, Itziar Fernández Martínez, María Jesús González García, Margarita Calonge Cano

29

4.- Superficie ocular, lentes de contacto y condiciones ambientales

Pilar Cañadas Suárez, Alberto López Miguel, Alberto López de la Rosa, Francisco José Pinto Fraga, Cristina Arroyo del Arroyo, Carmen García Vázquez, Amalia Enríquez de Salamanca Aladro, Margarita Calonge Cano, María Jesús González-García

43

5.- Diseño de nuevas formulaciones para el tratamiento del ojo seco

Irene Teresa Molina-Martínez, José Manuel Benítez del Castillo, Rocío Herrero-Vanrell

55

6.- Regeneración de la superficie ocular con plasma rico en factores de crecimiento (PRGF). Estudios Clínicos

Jesús Merayo Lloves, Ronald Sánchez Ávila

59

7.- Complicaciones de las lentes de contacto

Jesús Montero Iruzubieta. Jeniffer Sanabria Rivera, Almudena García Roldán

85

Biomateriales

8.- Flujo y consumo de oxígeno en la córnea en función de la tensión de oxígeno en la interfase cornea-lagrima

Vicente Compañ Moreno, Marcel Aguilera-Arzo, Luis Felipe del Castillo Dávila, Barry A Weissman

97

9.- Biomateriales de siloxano hidrogel: Estado actual

Antonio López Alemany

131

10.- Gas permeable polymeric materials for contact lenses. A review

M. Goretty Alonso Amigo

161

11.- Biomateriales y su relación con la lágrima <i>José Antonio Vega Vásquez</i>	181
12.- Biopolímeros de lentes de contacto y confort <i>Rute F. Macedo-de-Araújo, José M. González-Méijome, Avelino Mazuze</i>	203
Lentes de contacto	
13.- Ortoqueratología: estado actual <i>César Villa Collar</i>	219
14.- Lentes de contacto esclerales <i>David P. Piñero Llorens</i>	241
15.- Taller de lentes esclerales <i>Ricardo Mosqueda Villalobos</i>	263
16.- Lentes de contacto híbridas <i>David P. Piñero Llorens</i>	285
17.- Lentes de contacto terapéuticas <i>Juan Gonzalo Carracedo Rodríguez, Laura Batres Valderas, María Serramito Blanco, Carlos Carpena Torres</i>	299
18.- Smart contact censes: The future possibilit. <i>M. Goretty Alonso-Amigo</i>	329
19.- Corrección óptica temprana con lente de contacto pediátrica afáquica antes de los 12 meses <i>Vicente Roda Cámara, Vicente Roda Marzal</i>	343
20.- Control de la miopía con lentes de contacto <i>José M. González-Méijome, Sofia C. Peixoto-de-Matos, Ana Amorim-de-Sousa, Ana F. Pereira-da-Mota.</i>	359
Índice alfabético	381

Biomecánica corneal y lentes de contacto

Cristina Peris Martínez

María José Roig Revert

Ester Fernández López

María del Carmen García Domené

Mikhail Hernández Díaz

Mariola Penadés Fons

FISABIO Oftalmología Médica (FOM)

Unidad de Córnea y Enfermedades del Segmento Anterior

2.1 Concepto y aplicaciones de la biomecánica corneal

Para definir la biomecánica corneal, definiremos primero la palabra Mecánica. Es aquella disciplina que se encarga del estudio del movimiento, equilibrio o deformación de un cuerpo cuando se le aplica una fuerza sobre él. Cuando aplicamos los conocimientos de la Mecánica a las estructuras de los seres vivos, definimos una disciplina conocida como Biomecánica¹.

La Biomecánica Corneal toma mayor relevancia clínica en las dos últimas décadas ligada a los avances tecnológicos en el entorno de la cirugía refractiva. Nuevas patologías iatrogénicas, como la ectasia asociada a LASIK, obliga a perfeccionar la evaluación preoperatoria y replantearnos los criterios de seguridad².

La ciencia Biomecánica surge de la conjunción de conocimientos biológicos con conceptos arquitectónicos y mecánicos. Su finalidad es el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos (fundamentalmente en el cuerpo humano), realizando modelos físico-matemáticos para poder determinar su comportamiento y resolver problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido.

El desarrollo de la Biomecánica tiene una amplia aplicación médica, tanto en los diferentes campos de la cirugía, como en el estudio del comportamiento de diferentes tejidos vivos como el tejido óseo, tendones, tejido vascular, cartílago o globo ocular.

La aplicación de la biomecánica al tejido corneal constituye lo que conocemos como Biomecánica Corneal, que podríamos definir como la ciencia que trata del equilibrio y de la deformación del tejido corneal sometido a cualquier acción exterior. La Biomecánica Corneal explora la función y la estructura de la córnea, y trata de establecer las bases fisicomatemáticas que las definen ^{2, 3}.

La Biomecánica Corneal es una disciplina científica que está cobrando protagonismo en la clínica oftalmológica, y que pronto llegará a ser una herramienta imprescindible para la caracterización de la córnea sana o enferma. Gracias al desarrollo de esta ciencia, podremos llegar a crear modelos de comportamiento corneal y predecir la respuesta dinámica de la córnea, en condiciones fisiológicas y patológicas. Sus posibles aplicaciones prácticas engloban desde el diagnóstico y valoración de determinadas patologías oculares, hasta la predicción de respuesta ante procedimientos quirúrgicos corneales como la cirugía incisional y refractiva, pasando por aquellas actuaciones que intentan proporcionar a la córnea un refuerzo estructural, como la cirugía aditiva con segmentos intraestromales y el cross-linking corneal ^{4,5}.

Para la obtención de estas medidas el dispositivo utiliza un proceso de aplanación bidireccional dinámico, que consta de un impulsor rápido de aire y de un sistema de monitorización electro-óptica de la deformación corneal producida. Durante el proceso, de corta duración (unos 20 milisegundos), se lanza un pulso de aire a la parte central de la córnea que causa su desplazamiento hacia dentro, provocando primero su aplanación y obteniéndose una primera medida tensional, para continuar hasta producir la deformación cóncava de la misma. Cuando el pulso de aire se interrumpe, la córnea pasa por un segundo estado de aplanación, antes de retornar a su curvatura convexa normal.

2.2 Factores que influyen sobre la biomecánica corneal

En nuestro cuerpo, todos los tejidos se encuentran sometidos a ciertas acciones de su entorno, que provocan tensiones en los mismos. Estas tensiones son debidas al crecimiento, remodelación, daño o deformaciones que se desarrollan durante toda la vida ^{6,7}.

La forma de la córnea se alcanza principalmente por las características propias de su tejido (grosor, densidad, hidratación, composición y entrecruzamiento del colágeno) pero también influyen otros agentes externos a los que el ojo se ve sometido (figura 2.1). El factor externo más importante es la presión intraocular (PIO). Otras acciones externas son: la presión atmosférica, la compresión ejercida por los párpados, la tracción ejercida por los músculos extraoculares a través de sus inserciones y la del músculo ciliar, capaz de acortar el diámetro corneal durante la acomodación.

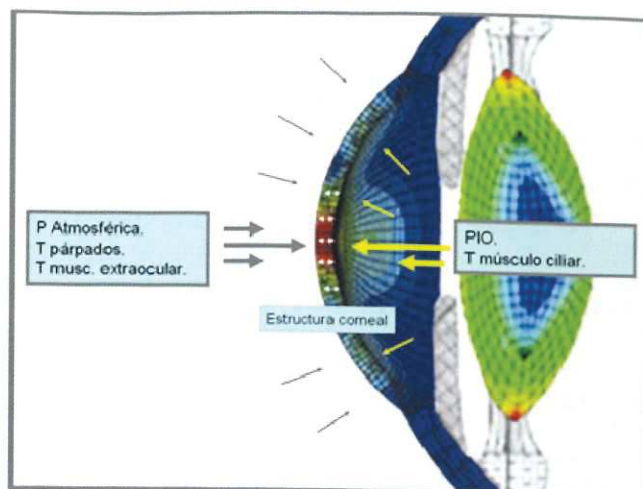


Figura 2.1.- Existe un equilibrio entre las tensiones internas de la córnea que dependen de su estructura y las acciones extracorneales. Estas acciones que actúan desde el exterior del globo ocular son la presión atmosférica, la compresión ejercida por los párpados y la tracción ejercida por la musculatura extraocular. Las acciones extracorneales que actúan desde el interior del globo ocular son la presión intraocular (PIO), y el músculo ciliar. De todas las acciones extracorneales, la más relevante es la PIO.

Además los tejidos tienen la capacidad de modificar su estructura y comportamiento en función del ambiente y de los estímulos mecánicos que lo rodean. De esta manera un frotamiento mecánico excesivo puede inducir deformación de la córnea⁸ y un glaucoma agudo, con incremento brusco de la PIO, puede causar una opacificación corneal reactiva y daño permanente en la cabeza del nervio óptico.

Los factores intracorneales son los inherentes a la propia estructura del tejido corneal. La córnea posee las características biomecánicas necesarias para equilibrar las fuerzas ejercidas por las acciones externas a la misma, proporcionadas principalmente por su espesor, curvatura y transparencia. Las principales características biomecánicas de la córnea son debidas a la especial disposición, densidad y entrecruzamientos de las fibras colágenas del estroma en el seno de una córnea con un espesor adecuado⁹.

La existencia de un equilibrio dinámico, en el cual intervienen todos estos factores (tabla 2.1), dotan a la córnea de sus peculiaridades (forma cupular esférica, transparencia, y comportamiento biomecánico) y posibilitan su destacada función óptica.

2.3 La córnea desde un punto vista biomecánico

No todas las capas de la córnea tienen la misma importancia en el mantenimiento de la biomecánica y arquitectura corneal. Si analizamos capa a capa podemos afirmar, que el epitelio corneal tiene un mínimo papel en su resistencia a la tracción. La importancia de la capa de Bowman y su función es todavía motivo de controversia. La posibilidad de adaptación a un amplio rango de cambios en la PIO no es más que la expresión de la capacidad de extensión y baja rigidez de la membrana de Descemet. El endotelio es una

capa fundamental para controlar el contenido hídrico y mantener la transparencia de la córnea. El estroma, supone el 90% del tejido corneal, y es el que verdaderamente determina el comportamiento biomecánico de la córnea. Esta extrapolación será reevaluada cuando seamos capaces de analizar el comportamiento biomecánico de cada una de las capas corneales por aislado y ver cómo influyen en su conjunto.

FACTORES QUE AFECTAN A LA BIOMECAÍNICA DE LA CÓRNEA	
•FACTORES INTRACORNEALES:	
- Espesor corneal - Densidad y entrecruzamiento de las fibras de colágeno - Hidratación - Integridad tisular	
• FACTORES EXTRACORNEALES	
- Tensiones externas: • Presión intraocular • Presión atmosférica • Tensión ejercida por los parpados • Tensión ejercida por la musculatura extraocular • Tensión ejercida por el músculo ciliar - Ambiente externo: • Estimulos mecánicos: traumatismos, frotamiento, cirugía • Estimulos Biológicos: enfermedades oculares y generales • Estimulos químicos: medicamentos, tóxicos	

Tabla 2.1. Factores intra y extracorneales que afectan a la biomecánica de la córnea.

El estroma es determinante en el mantenimiento de la estructura y biomecánica de la córnea y está compuesto fundamentalmente por matriz extracelular y fibras de colágeno (figura 2.2). El estroma de la córnea humana no es homogéneo en su estructura y composición. Tiene diferentes características, bien diferenciadas, dependiendo de si analizamos la estructura anterior o posterior de su tejido.

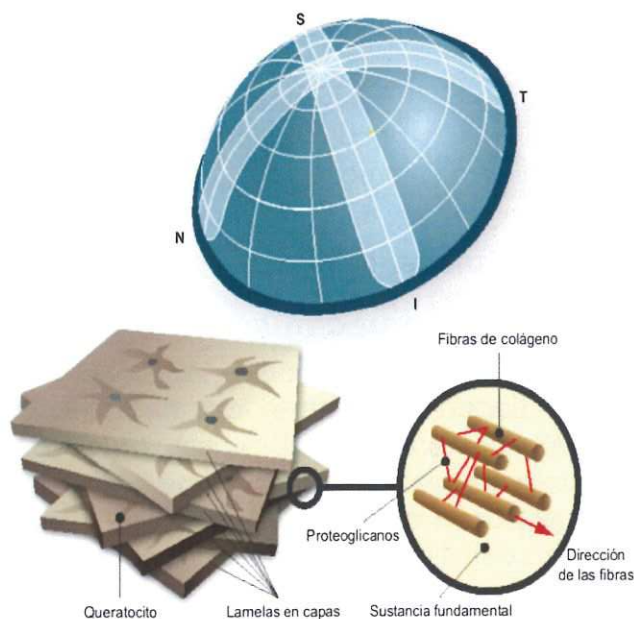


Figura 2.2.-

Representación esquemática de la distribución de las fibras de colágeno en la córnea humana. Al igual que en un andamio, esta estructura está constituida por matriz extracelular y fibras de colágeno.

El estroma anterior presenta las siguientes características en comparación con el estroma posterior:

- Menor contenido en agua
- Mayor concentración de glucosa
- Mayor entrecruzamiento de las fibras de colágeno
- Menor longitud de las fibras de colágeno
- Mayor densidad de queratocitos (1058 cell/mm^2)
- Mayor proporción de dermatán sulfato

El estroma corneal está compuesto por una matriz de material gelatinoso con gran contenido en agua, que le da al tejido un carácter incompresible ^{10, 11}.

El espesor del estroma se forma por capas llamadas lamelas, dispuestas en distintas orientaciones, en las que discurren paralelas las fibras de colágeno. Por tanto, el material es heterogéneo (no uniforme en todo su espesor) y anisótropo (existen direcciones preferenciales de deformación a causa de la disposición de las fibras de colágeno) (figura 2.3). Las fibras de colágeno son las que confieren al material su rigidez. Además hay que tener en cuenta las tensiones internas que actúan en el material. Esto se observa al realizar un corte longitudinal en la córnea: se alcanza una nueva disposición espacial, lo que significa que el material libera tensiones para alcanzar una configuración más estable.

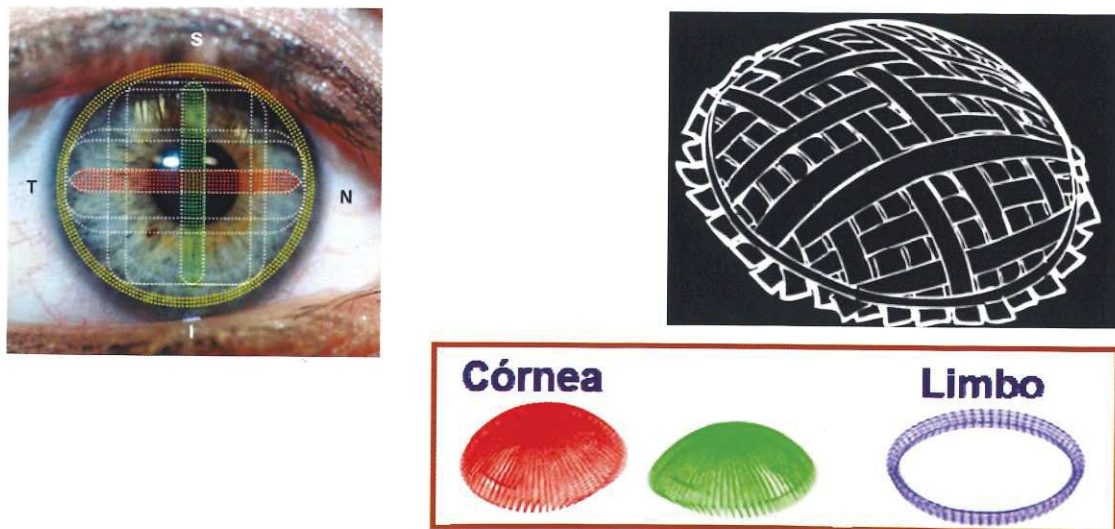


Figura 2.3. Esquema de la distribución direccional de las fibras de colágeno. Podemos observar los siguientes grupos de fibras desde el punto de vista biomecánico: 1) En el centro se encuentran dos grupos que corresponden a la dirección nasal-temporal y superior-inferior, y 2) En la periferia, alrededor del limbo, encontramos las fibras en disposición circunferencial a modo de cinturón.

Además, las fibras discurren ininterrumpidamente entre los extremos del limbo, y son las que aportan la mayor parte de la rigidez al tejido corneal.

La existencia de un EQUILIBRIO DINÁMICO, entre los factores externos e internos, dotan a la córnea de sus peculiaridades que posibilita su misión más importante: OPTICA.

2.4 Lentes contacto desde un punto vista biomecánico

Las lentes de contacto (LC) pueden producir alteraciones en la córnea que pueden originar problemas de intensidad variable tanto por el uso a corto plazo como a largo plazo: hipoxia, reacciones alérgicas y de hipersensibilidad, infecciones, ojo seco, queratitis marginal, (figura 2.4).

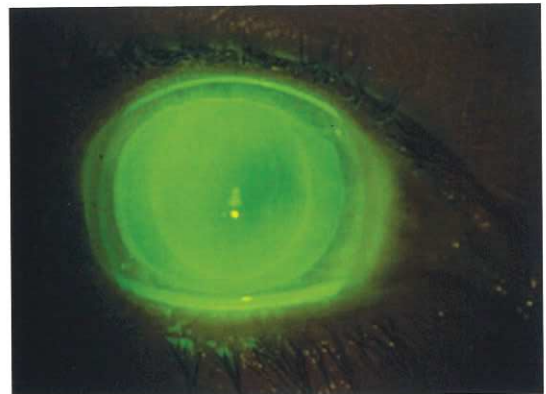
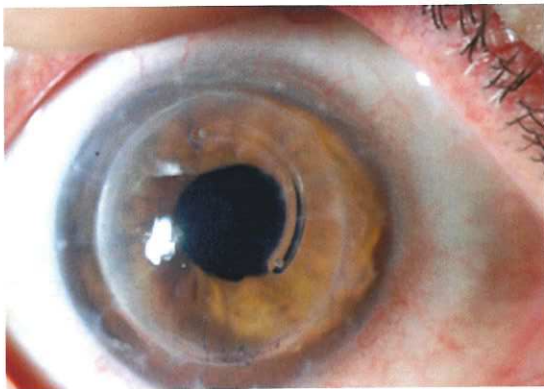


Figura 2.4. Varón de 33 años, con trasplante de córnea penetrante y anillo intraestromal en su OD, al que se le adapta lente semi-escleral. La AV del paciente en el OD es de (+7, -9 x 145°) 0,3. Con la lente de contacto (Scleracon®) se alcanza una AV de 0,8. Estas lentes cubren córnea y limbo sin tocarlos, modificando de tal manera la arquitectura y biomecánica de la córnea, que eliminan el roce sobre ápex del cono. Un adecuado reservorio de lágrima es necesario para tener buena AV (Derecha) Imagen donde se muestra un fluorograma óptimo. Tanto la zona del injerto como el anillo quedan cubiertos de lágrima, eliminando así cualquier posible complicación. La zona de transición también queda cubierta, y la zona periférica apoya en esclera con una presión correcta.

¿Pero, pueden producir también las LC alteraciones biomecánicas en la córnea?

Existen pocos trabajos en la literatura que estudien cómo las LC pueden afectar a los parámetros biomecánicos corneales capaces de ser medidos por los dos únicos dispositivos actuales: El Ocular Reponse Analyzer (ORA; Reichter, Buffalo, NY, USA) y el Corvis ST (CST; Oculus, Wetzlar, Germany).

Si ya existe gran variabilidad en cuanto a la determinación de cuáles son los valores de normalidad de estos parámetros biomecánicos en córneas sanas y patológicas como el queratocono, también será difícil de medir la variabilidad de estos parámetros en portadores de LC.

Según estudios realizados por diferentes autores para los parámetros biomecánicos (ORA®) en el ojo sano y diferentes condiciones patológicas (queratocono, LASIK, glaucoma, etc.), los valores de la histéresis corneal (CH) en ojos sanos pueden oscilar de 9,3 a 11,4 mm Hg y el factor de

resistencia corneal (CRF) varía entre 9,2 a 11,9 mm Hg (figura 2.5). Son parámetros muy influenciados por la PIO.

Autor (año)	N.º ojos	Muestra	CH media (DE)	CRF media (DE)
Luce DA ³ (2005)	339 60	Ojos sanos Queratocono	9,6 (media) 8,1 (media)	—
Ortiz et al ⁴ (2007)	165 21 65	Ojos sanos Queratocono Post-LASIK	10,8 (1,5) 7,7 (1,3) 9,3 (1,9)	11 (1,6) 6,7 (1,3) 8,1 (1,9)
Kirwan et al ⁵ (2006)	81	Niños	12,5 (media)	—
Shah et al ⁷ (2007)	207 93	Ojos sanos Queratocono	10,7 (2) 9,6 (2,2)	—
Touboul et al ⁸ (2008)	122 159 88 78	Ojos sanos Glaucoma primario de ángulo abierto Queratocono Post-LASIK	10,26 (media) 9,48 (media) 8,34 (media) 8,87 (media)	—
Song et al ⁹ (2008)	1.153	Niños	10,7 (1,6)	—
Schroeder et al ¹⁰ (2008)	80 82	Ojos sanos Glaucoma primario de ángulo abierto	10,6 (2,2) 9,3 (2,2)	—
Chen et al ¹² (2008)	43	Pre-LASIK miópico Post-LASIK miópico	11,52 (1,28) 9,48 (1,24)	11,68 (1,4) 8,47 (1,53)
Del Buey et al ¹⁵ (2009)	12 11	Ojos sanos Distrofia corneal de Fuchs	10,3 (1,6) 6,9 (1,8)	10,5 (1,5) 8,1 (1,9)
Goldich et al ¹⁶ (2009)	80 80	Ojos sanos Diabetes mellitus	9,3 (1,4) 10,7 (1,6)	9,6 (1,6) 10,9 (1,7)
Sahin et al ¹⁷ (2009)	120 81	Ojos sanos Diabetes mellitus	9,51 (1,82) 10,41 (1,66)	10,36 (1,97) 10,32 (1,76)
Kamiya et al ¹⁸ (2009)	27 31	Pre-PRK Post-PRK Pre-LASIK Post-LASIK	10,8 (1,3) 9,2 (1,6) 10,8 (1,4) 8,6 (0,9)	10,3 (1,5) 8,4 (1,8) 10,3 (1,5) 7,7 (1,3)
Shah et al ²⁰ (2009)	110 110 132	Pre-LASIK Post-LASIK Queratocono	11,4 (1,9) 9,2 (2,1) 9,4 (2,2)	10 (1,6) 7,6 (1,8) 7,7 (2,6)
Abitbol et al ²² (2010)	75 58	Ojos sanos Glaucoma	10,46 (1,6) 8,77 (1,4)	—
Fontes et al ²³ (2010)	63 80	Queratocono incipiente Ojos sanos	8,5 (1,36) 10,17 (1,79)	7,85 (1,49) 10,13 (2)
Emre et al ²⁴ (2010)	29 29	Ojos de pacientes con escleritis sistémica Ojos sanos	9,8 (1,7) 9,5 (1,2)	10 (1,5) 9,2 (1,4)
Yenerel et al ²⁷ (2010)	34 36 36 63	Queratocono frustre Queratocono clínico Posqueratoplastia penetrante Ojos sanos	9,21 (1,38) 8,19 (1,49) 10,16 (1,93) 11,43 (1,52)	8,21 (1,64) 6,79 (1,81) 9,94 (2,34) 11,53 (1,83)
Yazici et al ³³ (2011)	30 30	Ojos sanos Ojos de pacientes con lupus eritematoso sistémico	11,3 (1,3) 10,2 (0,6)	11,9 (1,5) 9,7 (1,1)
Cankaya et al ³⁴ (2011)	102 64 78	Ojos sanos Síndrome exfoliativo Glaucoma exfoliativo	9,4 (1,4) 8,5 (1,5) 6,9 (2,1)	9,8 (1,6) 9,3 (1,8) 9,5 (2,6)
Morita et al ³⁵ (2011)	83 83	Ojos sanos Glaucoma de tensión normal	10,8 (1,3) 9,2 (1,3)	10,6 (1,4) 8,9 (1,5)
Gkika et al ³⁶ (2012)	50 50	Ojos sanos Queratocono	10,1 (1,9) 8,2 (1,4)	9,7 (2,4) 7,4 (2,3)

Figura 2.5. Sumario de los resultados reportados por diferentes autores para los parámetros biomecánicos proporcionados por el sistema ORA en el ojo sano, así como en diferentes patologías. Tomado del capítulo 5. Monografía SECOIR. Piñero D. Caracterización de los parámetros biomecánicos de la córnea: correlación con los parámetros topográficos y aberrométricos. En: Del Buey MA, Peris Martínez C. Biomecánica y arquitectura corneal. Elsevier Barcelona 2014: 49-59.

Un estudio de González-Meijome et al de 2008, intentó correlacionar la respuesta corneal y los cambios en las propiedades biomecánicas a corto plazo en 8 pacientes miopes tratados con lentes de ortoqueratología. Las propiedades biomecánicas (CH y CRF) fueron medidas mediante ORA y la

respuesta corneal se midió a través de parámetros topográficos (cambio en la curvatura apical y queratometría simulada) y paquimétricos (espesor corneal central (CCT), todos ellos tras 3 horas del porte de estas lentes y 3 horas tras su retirada. Se observó que las córneas con mayores valores de CH presentaban una respuesta y una recuperación más lenta al porte y retirada, respectivamente, de las lentes de ortoqueratología¹².

También Chen D *et al.* realizaron un estudio prospectivo con el objetivo de determinar el efecto de la ortoqueratología a corto plazo en los parámetros biomecánicos corneales (CH y CRF), utilizando también el ORA, en 20 ojos miopes. Concluyeron en su trabajo que el valor CRF disminuía a mayor duración en el porte de las lentes de ortoqueratología (LC rígidas ORTO K geometría inversa 5-curve design (eLENS; E & E Optics Ltd., Hong Kong SAR China), no observando cambios significativos en los valores de CH¹³.

Con estos dos trabajos podemos decir que con respecto a las LDC de ortoqueratología (OK):

- CH: No presenta cambios significativos en el porte a corto plazo, pero si disminuyen sus valores en el porte de LDC OK larga duración.
- CRF: Disminuye en relación a la duración de porte de LDC OK y disminuye en el porte de LDC OK de larga duración.

Alipour F *et al.* en 2016 publican un estudio prospectivo comparando los cambios biomecánicos corneales en 94 ojos con sospecha de *warp* corneal por LDC (casos) respecto a 46 ojos con diagnóstico de queratocono (controles). De los 94 ojos con sospecha de *warp*, y tras 2-4 semanas tras retirada de LDC antes de la exploración con ORA y Pentacam, se confirmaron 44 casos. Observaron que la CH y CRF presentaban valores más elevados en el grupo de ojos con *warp*, seguido del grupo sin *warp*, seguido por último del grupo con queratocono. Concluyen por tanto que los cambios de CH y CRF en los 3 grupos fueron estadísticamente significativos, encontrándose valores más altos en el grupo *warp*, pero se necesitan instrumentos que midan parámetros biomecánicos que nos permitan diferenciar la córnea con *warp* y con queratocono para facilitar el despistaje de candidatos a cirugía refractiva¹⁴.

Cankaya B *et al.* en su trabajo intentan determinar y comparar las propiedades biomecánicas corneales en 56 pacientes miópicos usuarios de LDC (casos) con respecto a pacientes miópicos no usuarios de LDC (controles). En todos ellos se midió CH y CRF con el ORA, la PIO con el ORA y tonómetro de aplanación de Goldmann, el CCT mediante paquimetría y la longitud axial y profundidad de cámara anterior mediante biometría ultrasónica. Aunque se observó que el CRF era mayor en miopes PLC no se encontraron cambios significativos en la CH ni CRF y tampoco se pudo correlacionar el cambio de estos parámetros en relación al tiempo de porte de LDC¹⁵.

Por último, cabe destacar el estudio de Radaie-Moghadam S *et al.*, en el que se intenta determinar el efecto biomecánico corneal de las LDC blandas

tóricas. Se incluyeron 33 pacientes con astigmatismo mínimo de 1D sin antecedentes de uso de LDC y se adaptó una LDC blanda tórica en todos ellos. Se utilizó el ORA para medir CH y CR y el Pentacam para medir el CCT y la queratometría media (Km) a la semana, al mes y 3 meses de uso de LDC. Observaron que, mientras que los parámetros topográficos (CCT y Km) no presentaban variaciones, los valores de CH y CRF disminuían de forma significativa tras 1 mes de porte de LDC recuperando sus valores iniciales a los 3 meses¹⁶.

2.5 Referencias bibliográficas

1. Hatze H. Letter: the meaning of the term 'biomechanics'. *J Biomech* 1974; 7: 189-190.
2. Seiler T, Koufala K, Richter G. Iatrogenic keratectasia after laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg* 1998; 14: 312-17.
3. Foster CS, Yamamoto GK. Ocular rigidity in keratoconus. *Am J Ophthalmol* 1978; 86: 802-6.
4. Roberts C. The cornea is not a piece of plastic. *J Refract Surg* 2000; 16:407-13.
5. Lanchares E, Calvo B, Cristóbal JA, Doblaré M. Finite element simulation of arcuates for astigmatism correction. *J Biomech* 2008; 41:797-805.
6. Fung IC. *Biomechanics. Mechanical properties of living tissues*. Springer-Verlag. New York, USA. 1993.
7. Pandolfi A, Manganiello F. A model for the human cornea: constitutive formulation and numerical analysis. *Biomech Model Mechanobiol*. 2006; 5(4): 237:46.
8. McMonnies CW. Abnormal rubbing and keratectasia. *Eye Contact Lens*. 2007; 33: 265-71.
9. Newton RH, K Meek M. The integration of the corneal and limbal fibrils in the human eye. *Biophys J*. 1998; 75: 2508-12.
10. Müller LJ, Pels L, Vrensen GF. Nivel aspects of the ultrastructural organization of human corneal keratocytes. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1995;36 (13):2557-2567.
11. Mustonen RK, McDonnald MB, Sirvannaboon S, et al. Normal human corneal cell populations evaluated by in vivo scanning slit confocal microscopy. *Cornea*. 1998;17 (5):485-492.
12. Gonzalez-Meijome JM, Villa-Collar C, Queiros A, Jorge J, Parafita MA. Pilot study on the influence of corneal biomechanical properties over the short

term in response to corneal refractive therapy for myopia. *Cornea*. 2008;27(4):421-6.

13. Chen D, Lam AK, Cho P. A pilot study on the corneal biomechanical changes in short-term orthokeratology. *Ophthalmic & physiological optics : the journal of the British College of Ophthalmic Opticians*. 2009;29(4):464-71.

14. Alipour F, Letafatnejad M, Beheshtnejad AH, Mohammadi SF, Ghaffary SR, Hassanpoor N, et al. Corneal Biomechanical Findings in Contact Lens Induced Corneal Warpage. *Journal of ophthalmology*. 2016;2016:5603763.

15. Cankaya AB, Beyazyildiz E, Ileri D, Ozturk F. The effect of contact lens usage on corneal biomechanical parameters in myopic patients. *Cornea*. 2012;31(7):764-9.

16. Radaie-Moghadam S, Hashemi H, Jafarzadehpur E, Yekta AA, Khabazkhoob M. Corneal Biomechanical Changes Following Toric Soft Contact Lens Wear. *Journal of ophthalmic & vision research*. 2016;11(2):131-5.