

# Importancia y uso de la biomecánica corneal y su utilidad diagnóstica

## *Importance and use of corneal biomechanics and its diagnostic utility*

Arturo Ramirez-Miranda<sup>1\*</sup>, Simran Mangwani-Mordani<sup>1</sup>, José Y. Arteaga-Rivera<sup>1</sup>, Renato Ambrosio Jr<sup>2</sup>, Alejandro Navas<sup>1</sup>, Enrique O. Graue-Hernandez<sup>1</sup> y Jorge E. Valdez-García<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Córnea y Cirugía Refractiva, Instituto de Oftalmología Fundación Conde de Valenciana, Ciudad de México, México.

<sup>2</sup>Brazilian Study Group of Artificial Intelligence and Corneal Analysis - BRAIN, Rio de Janeiro & Maceió, Brazil; <sup>3</sup>Escuela de Medicina y Ciencias de la Salud, Instituto de Oftalmología y Ciencias Visuales, Tecnológico de Monterrey, Monterrey, Nuevo León, México

## Resumen

El estudio de la biomecánica corneal ha cobrado relevancia en los últimos años debido a sus posibles aplicaciones en el diagnóstico, el manejo y el tratamiento de diversas enfermedades, como glaucoma, cirugía queratorrefractiva y diferentes enfermedades corneales. La investigación de la biomecánica corneal es de mucha importancia en el contexto de cirugía refractiva, pues podría identificar pacientes en riesgo de desarrollar una ectasia corneal iatrogénica. Esta revisión se centra en dos de las tecnologías disponibles para uso clínico: el Ocular Response Analyzer (Reichert Ophthalmic Instruments, Buffalo, NY, EE. UU.) y el Corvis ST (Oculus Optikergänge GmbH, Wetzlar, Alemania). Ambos son tonómetros de no contacto que proporcionan una evaluación clínica de la biomecánica corneal. Se describen los fundamentos y los principales parámetros de cada dispositivo, así como su uso en cirugía ocular y el comportamiento biomecánico corneal en las enfermedades oculares. Finalmente, se mencionan los dispositivos más recientes de análisis biomecánico, como la microscopía de Brillouin, así como la integración de los datos biomecánicos y topográficos basados en Scheimpflug con la inteligencia artificial para aumentar la precisión en la detección del riesgo de ectasias.

**Palabras clave:** Tonometría de aplanación bidireccional. Tonometría Scheimpflug sin contacto. Biomecánica corneal.

## Abstract

The study of corneal biomechanics has become relevant in recent years due to its possible applications in the diagnosis, management, and treatment of various diseases such as glaucoma, keratorefractive surgery and different corneal diseases. The clinical biomechanical investigation has become of great importance in the setting of refractive surgery to identify patients at higher risk of developing iatrogenic ectasia. This review focuses on two of the technologies available for clinical use, the Ocular Response Analyzer (Reichert Ophthalmic Instruments, Buffalo, NY, USA) and the Corvis ST (Oculus Optikergänge GmbH, Wetzlar, Germany). Both are non-contact tonometers that provided a clinical evaluation of corneal biomechanics. The fundamentals and main parameters of each device are described, as well as their use in eye surgery and the corneal biomechanical behavior in eye diseases. Finally, we will discuss the more recent Brillouin microscopy biomechanical analysis, and the integration Scheimpflug-based corneal tomography and biomechanical data with artificial intelligence to increase accuracy to detect risk of ectasia.

**Keywords:** Dynamic bidirectional applanation tonometry. Contactless Scheimpflug tonometry. Corneal biomechanics.

### \*Correspondencia:

Arturo Ramirez-Miranda

E-mail: arturoammir@gmail.com

0009-7411/© 2023 Academia Mexicana de Cirugía. Publicado por Permayer. Este es un artículo open access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Fecha de recepción: 18-05-2023

Fecha de aceptación: 02-09-2023

DOI: 10.24875/CIRU.23000260

Cir Cir. 2023;91(6):848-857

Contents available at PubMed

[www.cirurgiaycirujanos.com](http://www.cirurgiaycirujanos.com)

## Introducción

### Generalidades de la córnea

La córnea es un tejido conectivo transparente y avascular que actúa como una barrera estructural, protegiendo al ojo del trauma y de la infección. En conjunto con la película lagrimal, constituyen la primera superficie refractiva del ojo. Mide aproximadamente 540  $\mu\text{m}$  de grosor central promedio e incrementa gradualmente su espesor hacia la periferia<sup>1</sup>. Presenta además un balance delicado y complejo entre rigidez, fuerza, extensibilidad y dureza general, para soportar las fuerzas internas y externas que ejercen estrés sobre sus superficies, distorsionan su forma o amenazan su integridad.

La rigidez del estroma anterior (40%) parece ser importante en el mantenimiento de la curvatura corneal<sup>2,3</sup>. La córnea es fuerte en tensión, es decir, es difícil de estirar, debido a que el colágeno es un material resistente a la extensión y que tiene una gran capacidad para absorber energía a través de la fricción viscosa dada por su matriz gelatinosa de proteoglicanos.

Existen enfermedades corneales, como el queratocono, así como procedimientos quirúrgicos refractivos que pueden modificar las propiedades mecánicas y ópticas de la córnea. Por esto, es necesario comprender y determinar las consecuencias biomecánicas producto de estas modificaciones en la forma de la córnea, logrando así una mejor comprensión de su comportamiento y, por ende, mejorando la eficacia y la seguridad de los distintos procedimientos oculares o técnicas quirúrgicas refractivas.

### Biomecánica

La biomecánica se define como la «mecánica aplicada a la biología»<sup>4</sup>. Debido a la variedad y la complejidad del comportamiento de las estructuras biológicas, es mejor definirla como el desarrollo, la extensión y la aplicación de la mecánica con el propósito de entender mejor la fisiología y la fisiopatología, así como el diagnóstico y el tratamiento de la enfermedad<sup>5</sup>.

La meta de los modelos biomecánicos es describir la respuesta de un material biológico a una carga aplicada, correlacionando diferentes parámetros de entrada con los de salida (comportamiento mecánico). Este modelo depende de la constitución interna del material estudiado. Su objetivo principal en los tejidos

humanos es predecir los resultados o efectos de diferentes tratamientos quirúrgicos o terapias. En la actualidad existen diversas pruebas que nos permiten caracterizar *in vivo* y *ex vivo* la biomecánica corneal. Entre las descritas tenemos métodos *in vivo*, como la tonometría de aplanación bidireccional<sup>6,7</sup>, la tonometría de Scheimpflug sin contacto<sup>8,9</sup>, la microscopía de Brillouin<sup>10</sup>, el análisis ultrasonográfico de alta frecuencia<sup>11</sup> y la elastografía ultrasónica. Entre los métodos *ex vivo* se encuentran la interferometría electrónica de patrón moteado<sup>12</sup> y la interferometría de patrón moteado de corte radial.

Biomecánicamente, la córnea puede ser comparada con un material compuesto o un tejido reforzado por fibras, formado por dos componentes. El primero está constituido principalmente por fibras de colágeno, siendo así un tejido rígido que constituye la principal fuente de resistencia a la carga, y el segundo está dado por la matriz extracelular viscosa, la cual rodea las fibras de colágeno y está formada por glucosaminoglicanos y proteoglicanos<sup>13,14</sup>. A pesar de que la función primaria de la matriz extracelular no es necesariamente mecánica, esta contribuye de manera significativa con las propiedades mecánicas del tejido<sup>15,16</sup>. Además de la absorción del estrés mecánico, la matriz extracelular también determina la capacidad de amortiguación de un tejido y es considerada una sustancia tixotrópica que cambia su viscosidad a través de la tensión cortante<sup>17</sup>. Por estas razones, la córnea se considera un tejido viscoelástico, siendo la viscoelasticidad una propiedad de los materiales que implica que el comportamiento del material depende tanto de la velocidad de deformación (tiempo) como de las fases de carga y descarga. A diferencia de los materiales puramente elásticos, los materiales viscoelásticos no regresan a su estado original por la misma vía de esfuerzo-deformación durante la descarga que durante la carga. Esto lleva a diferencias en el comportamiento durante las fases de carga y descarga en la biomecánica de la córnea, la cual no es una estructura linealmente elástica; por el contrario, se describe como un compuesto complejo y anisotrópico con propiedades elásticas y viscoelásticas no lineales, ya que su propiedades no son uniformes en todas las direcciones, sino que están determinadas por la interacción de diversos materiales, como el colágeno y una sustancia base hidrófila<sup>18</sup>.

Para propósitos de esta revisión estudiaremos los únicos dos dispositivos con potencial para el uso clínico y que proveen datos de la biomecánica corneal: el Ocular Response Analyzer (Reichert Technologies,

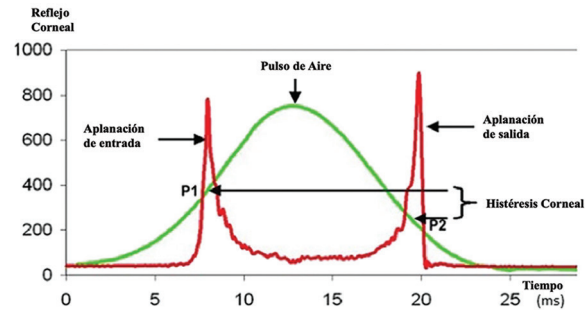
Depew, NY, USA), que es un dispositivo de aplanación bidireccional dinámico, y el Corvis ST (Oculus Optike-rate GmbH, Germany), un analizador de Scheimpflug dinámico. También se mencionaran dispositivos más recientes de análisis biomecánico, como la microscopía de Brillouin, así como la integración de los datos biomecánicos con la inteligencia artificial (IA) para aumentar la precisión en la detección del riesgo de ectasias.

## Tonometría de aplanación bidireccional

El Ocular Response Analyzer (ORA) utiliza un pulso rápido de aire para indentar la córnea y un sistema electro-óptico avanzado para grabar dos medidas de presión de aplanación: una mientras la córnea se indenta y otra mientras la córnea regresa a su posición normal<sup>7</sup>. La diferencia entre los dos valores de presión se denomina histéresis corneal (HC:  $P1-P2$ ), la cual refleja las propiedades viscosas de la córnea. Es importante tener presente que la presión de aire máxima aplicada no es constante y depende de  $P1$ , el cual está determinado por el valor de la presión intraocular (PIO) real y la resistencia estructural inherente a cada individuo<sup>7</sup>. Por otra parte, el factor de resistencia corneal (FRC) es una medida empírica 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, fuertemente asociado con una correlación positiva con la HC y el FRC<sup>19</sup> (Fig. 1).

Las mediciones tanto de la histéresis corneal como del FRC parecen tener una precisión adecuada, según diversos estudios<sup>20,21</sup>.

Las mediciones principales reportadas por el ORA han sido utilizadas para medir e incluso pronosticar la evolución de distintas enfermedades corneales. En pacientes con distintos grados de gravedad de queratocono se ha observado que los valores de HC y FRC son menores que en los sujetos sanos<sup>6</sup>. Sin embargo, otros estudios han encontrado que estas diferencias no son estadísticamente significativas<sup>22</sup>. Dentro del espectro de enfermedades del glaucoma, numerosos estudios han encontrado que los valores de HC se ven disminuidos en este grupo de pacientes<sup>23</sup>. Las dos principales mediciones realizadas por el ORA (HC y FRC) pueden verse modificadas tras una cirugía refractiva. Una revisión sistemática y metaanálisis demostró que el tipo de cirugía refractiva realizada modifica en menor o mayor medida tanto la



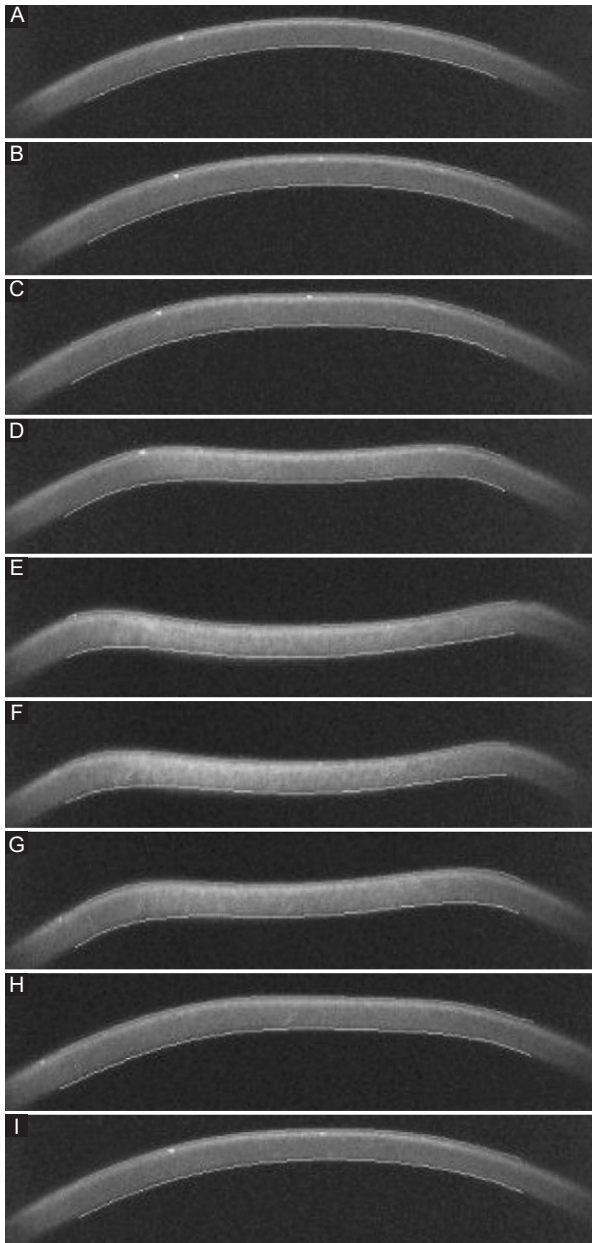
**Figura 1.** Mediciones del Ocular Response Analyzer. El efecto del pulso de aire en la deformación de la córnea (aplanación de entrada) se registra como la señal corneal a lo largo del eje Y a lo largo del tiempo en milisegundos en el eje X, donde  $P1$  representa el primer momento de aplanación. Cuando se interrumpe la señal del pulso de aire, la córnea adopta una configuración cóncava a medida que la magnitud del pulso de aire continúa aumentando. En la fase de liberación (cuando disminuye la presión del aire), la córnea experimenta una segunda aplanación, momento en el que se registra nuevamente la presión del pulso de aire ( $P2$ ). Los parámetros derivados de la presión son la histéresis corneal y el factor de resistencia corneal.

HC como el FRC, siendo menor la modificación de la fuerza corneal en los pacientes tratados con SMILE, en comparación con aquellos que recibieron FS-LASIK o LASIK<sup>24</sup>.

## Tonometría de Scheimpflug sin contacto

El Corneal Visualization Scheimpflug Technology (Corvis ST), al igual que el ORA, también es un dispositivo de aplanación dinámico, pero para el análisis utiliza una cámara de Scheimpflug de ultra-alta velocidad que graba el proceso de deformación corneal con un alcance horizontal de 8.5 mm a 4330 cuadros por segundo (Fig. 2).

El Corvis ST es similar al ORA en que ambos son instrumentos que no requieren contacto y que utilizan un disparo de aire con dimensiones y perfiles similares. Sin embargo, existen varias diferencias, siendo la primera que la presión máxima del disparo de aire es constante en el Corvis ST, mientras que en el ORA es variable (dependiente de  $P1$ ); la segunda, que la cantidad de información recabada de la deformación corneal es mayor en el Corvis ST, y finalmente, mientras que los parámetros principales del ORA se basan en las presiones de aplanamiento  $P1$  y  $P2$ , el Corvis ST se basa en el cambio de los parámetros de respuesta corneal dinámica (Fig. 3). Los parámetros que permite valorar el equipo se encuentran descritos en la tabla 1. El Corvis ST calcula los parámetros de deformación corneal basándose en la inspección dinámica



**Figura 2.** Imagen de Scheimpflug del Corvis ST en los momentos de aplanación: basal (A), comienza la deformación (B), primer momento de aplanación (C), inicio de la fase de concavidad (D), momento de concavidad más alto (E), periodo de oscilación (F), momento de salida de concavidad (G), segundo momento de aplanación (H) y después de la segunda aplanación (I).

de la respuesta corneal. Una vez que la córnea empieza a desplazarse hacia atrás debido a la presión de aire, instantáneamente el ojo entero inicia un movimiento lineal lento en la misma dirección que se incrementa una vez que la córnea ha alcanzado su desplazamiento máximo.

Por lo tanto, los parámetros de respuesta corneal dinámica deben compensar este movimiento ocular.

Los parámetros descritos como «deformación» no tienen esta compensación, mientras que los de «deflexión» sí toman en cuenta y compensan el desplazamiento del ojo.

La amplitud de deformación corneal (DA) hace referencia al desplazamiento del ápex corneal en sentido anteroposterior al momento de la concavidad máxima. La relación de DA a 1 o 2 mm es la deformación central dividida para un promedio de deformación a 1 o 2 mm de cada lado del centro justo antes de la primera aplanación. También se registran longitudes de aplanación (AL) y velocidades corneales (CVel) durante las fases de indentación y retorno. Además, se documenta el radio de curvatura en la concavidad máxima, y el radio inverso integrado es recíproco del radio obtenido durante el estado cóncavo de la córnea. Cabe destacar que un mayor radio cóncavo se asocia con mayor resistencia a la deformación o con una córnea más rígida. Por lo tanto, a mayor radio inverso integrado y máximo radio inverso, menor resistencia a la deformación y menor rigidez corneal<sup>25</sup>. El espesor corneal, la PIO estándar correlacionada de Goldman y la PIO compensada biomecánicamente (PIOb) también son registradas. Igualmente se determina la PIO corregida según las fórmulas compensatorias existentes con el espesor corneal central (PIOcc).

El reporte de Vinciguerra (Fig. 4) proporciona correlaciones de valores de normalidad y la PIOb toma en cuenta el espesor corneal central y la edad junto con parámetros de respuesta a la deformación, para así reducir el efecto de la rigidez corneal al momento de estimar la PIO<sup>26</sup>.

Además de los parámetros mencionados, el Corvis ST es capaz de medir el espesor corneal central (CCT) gracias a la toma de imagen de Scheimpflug horizontal. La imagen de Scheimpflug horizontal de la córnea basal permite calcular el *Ambrosio Relational Thickness over the horizontal meridian* (ARTh), que consiste en la división entre el espesor corneal en el punto más delgado y el índice de progresión paquimétrica<sup>27</sup>. Los investigadores usaron un análisis de regresión lineal y combinaron el ARTh con parámetros de deformación corneal para generar el *Corvis Biomechanical Index* (CBI), el cual, con un valor de corte de 0.5, permite identificar el 98.2% de los casos de queratocono de ojos normales con un 100% de especificidad<sup>28</sup>. Por otra parte, el *Tomographic Biomechanical Index* (TBI) combina información tomográfica y biomecánica para mejorar la detección de ectasia.

El Corvis AT presenta además parámetros que funcionan como biomarcadores de rigidez corneal, como



Tabla 1. Parámetros obtenidos con el Corvis ST

Parámetro	Descripción
Longitud A1 (mm)	Longitud de la córnea aplanada en la primera aplanación
Velocidad A1 (mm/ms)	Velocidad de la deformación corneal durante la primera aplanación
Tiempo A1 (ms)	Tiempo desde el inicio de la medición hasta el primer momento de aplanación
PIO	Medición de la presión intraocular en mmHg
Radio DA (2 mm)	Amplitud del radio de deformación a 2 mm
SP-A1	Parámetro de rigidez A1
SP-HC	Parámetro de rigidez HC
Amplitud máxima de deformación (mm)	Amplitud máxima de deformación medida en el momento de la concavidad corneal máxima. Es la suma de la amplitud de deflexión corneal y todo el movimiento del ojo
Tiempo HC (ms)	Tiempo desde el inicio de la medición hasta alcanzar la concavidad máxima
HCDeflAmp (mm)	Amplitud de deflexión corneal en el momento de la concavidad corneal más alta
Distancia pico (mm)	Distancia entre los picos corneales en el momento de la concavidad corneal máxima
Radio HC (mm)	Radio de curvatura corneal durante la concavidad máxima
InvRadMax (1/mm)	Radio inverso máximo
ARTH	Espesor relacional de Ambrosio a lo largo del meridiano horizontal, que se basa en el perfil de espesor de la dirección temporal-nasal
Longitud A2 (mm)	Longitud de la córnea aplanada en la segunda aplanación
Velocidad A2 (mm/ms)	Velocidad de la deformación corneal durante la segunda aplanación
Tiempo A2 (ms)	Tiempo desde el inicio de la medición hasta el segundo momento de aplanación
PIOb	PIO corregida biomecánicamente. Es una medición de PIO que es menos dependiente de la biomecánica corneal y del espesor corneal
Movimiento ocular total máximo (mm)	Longitud del movimiento lineal anteroposterior de todo el ojo seguido del desplazamiento máximo de la córnea
Movimiento ocular total máximo (ms)	El tiempo que se toma el movimiento lineal anteroposterior de todo el ojo seguido del desplazamiento máximo de la córnea
SSI	Índices de estrés-deformación
CBI	<i>Corvis Biomechanical Index</i> : índice biomecánico general para la detección de queratocono
TBI	<i>Tomographic Biomechanical Index</i> : combina datos tomográficos y biomecánicos para mejorar la detección de la ectasia
Radio integrado	Área bajo el radio cóncavo inverso vs. curva de tiempo
Radio cóncavo inverso	Inverso del radio de curvatura durante la fase cóncava de deformación
Espesor corneal	Medición del espesor corneal en mm
Radio de curvatura normal	Radio de curvatura de la córnea en su estado natural (en mm)
Radio de curvatura HC	Radio de curvatura de la córnea en el momento de la máxima concavidad durante el pulso de aire (en mm)

el SP-A1, el cual se ha reportado que es menor en córneas delgadas<sup>28</sup>. El desarrollo más reciente ha sido la introducción del algoritmo *Stress Stain Index* (SSI), el cual permite detectar a los pacientes con mayor

riesgo de desarrollar ectasia o progresión después de una cirugía refractiva, y brinda documentación clínica de los cambios biomecánicos corneales posteriores al *crosslinking* corneal (CXL)<sup>29</sup>. Existen también parámetros

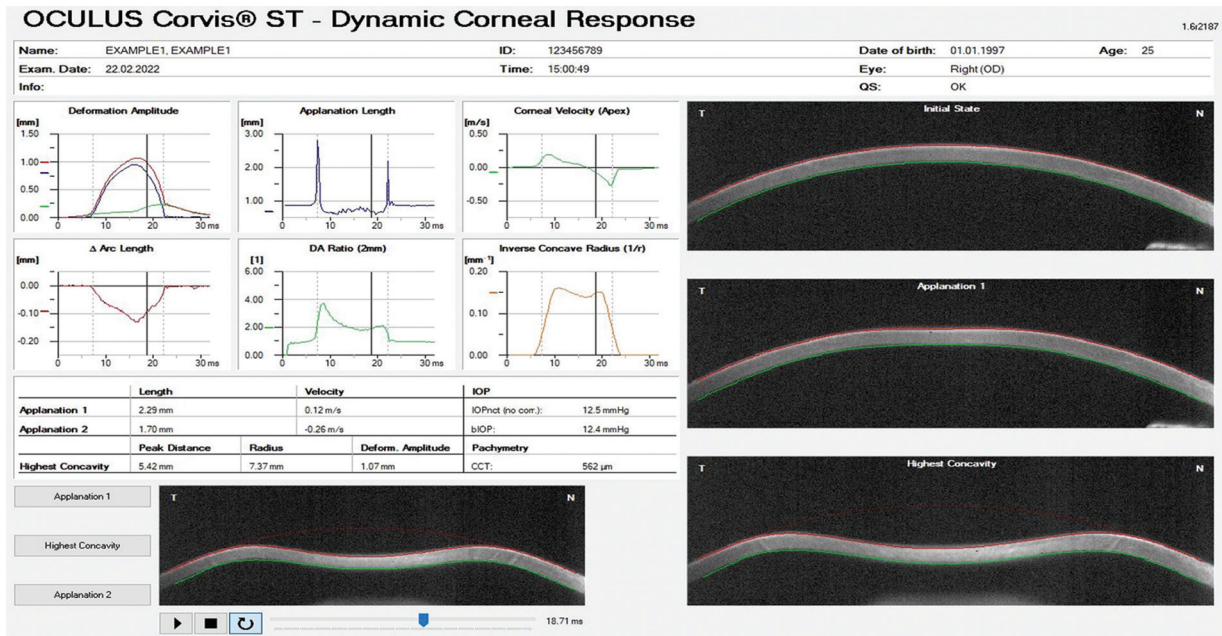


Figura 3. Parámetros estándar del Corvis ST. La imagen muestra la amplitud de deformación, las longitudes de aplanación, las velocidades corneales, el radio de curvatura de la concavidad máxima, el espesor corneal y la presión intraocular durante las fases de indentación y retorno.

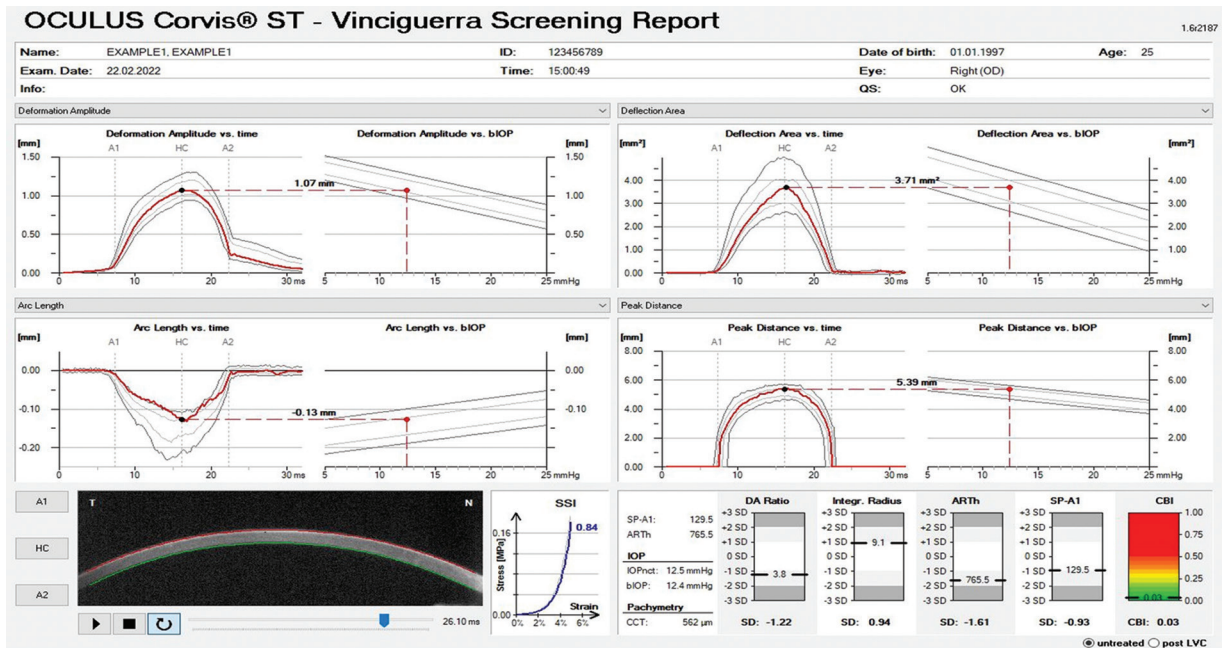


Figura 4. Reporte de Vinciguerra. Esta pantalla muestra la correlación entre los valores normales y la presión intraocular (PIO) ajustada biomecánicamente. Usa un factor de calibración para calcular la PIO basada en la presión en el momento de la primera aplanación. Permite el cálculo del Ambrosio Relational Thickness over the horizontal meridian (ARTh) y del Corvis Biomechanical Index (CBI).

que permiten discriminar córneas sanas de queratocono y córneas ectásicas tratadas con CXL de las no tratadas con CXL. Estos parámetros incluyen la velocidad de aplanación 2 (A2V), la segunda longitud de

aplanación (A2L) y la diferencia entre la longitud de primera aplanación (A1L) y la A2L, lo cual demuestra su utilidad en la monitorización de los cambios corneales luego del CXL<sup>30</sup>.

## Precisión y repetibilidad con el Corvis ST

Varias publicaciones en este ámbito han llegado a diferentes conclusiones. Hon y Lam<sup>8</sup> concluyeron que la amplitud de deformación en la concavidad máxima (HCDA) y el tiempo de aplanación 1 (AT1) fueron los únicos dos parámetros de distorsión corneal con buena repetibilidad y sin diferencia entre sesiones, al igual que el CCT. Hong et al.<sup>31</sup> compararon la PIO del Corvis ST con la de otros dispositivos, concluyendo que el Corvis ST presentaba la mejor repetibilidad y reproducibilidad. Bak-Nielsen et al.<sup>32</sup> concluyeron que los siguientes parámetros presentaban un coeficiente de variación menor del 10%: PIO, CCT, AT1, longitud de aplanación 1 (AL1), tiempo de concavidad máxima (HCT), radio de concavidad máxima (HCR), HCDA, longitud de deflexión de la concavidad máxima, amplitud de deflexión de la concavidad máxima (en milímetros y en milisegundos) y el tiempo de aplanación 2 (AT2). Chen et al.<sup>33</sup> compararon 40 ojos sanos con 42 post-PRK, encontrando resultados similares a los anteriores, siendo así que en los ojos sanos la PIO, el CCT y el AT1 mostraron un coeficiente de correlación intraclass (ICC)  $\geq 92\%$ , seguidos por el HCDA (ICC: 0.88), el radio de curvatura (ICC: 0.70), la velocidad de aplanación 2 (AV2) (ICC: 0.65) y el tiempo de concavidad máxima (ICC: 0.64). El resto de los parámetros mostraron amplios coeficientes de variación y bajos ICC. En los pacientes post-PRK, la repetibilidad más alta se observó en PIO, CCT, AT1 y HCDA (ICC  $\geq 90$ ), seguidos de AT2 (ICC: 0.89), AV2 (ICC: 0.79), HCT (ICC: 0.66) y el radio de curvatura (ICC: 0.63). Asimismo, Yang et al.<sup>34</sup> concluyeron que la repetibilidad de los parámetros es aceptable tanto en ojos normales como en ojos con queratocono.

## Corvis ST en enfermedades corneales

Yang et al.<sup>34</sup> estudiaron 77 ojos con queratocono de 47 pacientes y 77 ojos derechos de 77 individuos normales, y concluyeron que los nuevos parámetros del Corvis ST (radio máximo inverso, *DA ratio max* [2 mm], *Pachy slope*, *DA ratio max* [1 mm], ARTh, *Integrated radius*, SP-A1 y CBI) pueden diagnosticar queratocono. Similares hallazgos realizaron Ren et al.<sup>35</sup>, quienes afirman que los resultados de los nuevos parámetros obtenidos en queratocono subclínico fueron significativamente diferentes en los controles normales y los ojos con queratocono; por ende, podrían utilizarse para distinguir queratocono y queratocono subclínico de ojos normales. Además, Liu et al.<sup>36</sup>

y Vinciguerra et al.<sup>37</sup> afirman que la combinación de esta tecnología con la tomografía corneal aumenta la precisión para la detección del queratocono subclínico, siendo el TBI y el CBI los índices más valiosos por contar con altas sensibilidad y especificidad. Por el contrario, Tian et al.<sup>38</sup> y Ali et al.<sup>39</sup> encontraron que el HCDA puede ser útil en combinación con otros parámetros para el diagnóstico y el manejo de los pacientes con queratocono.

Un metaanálisis publicado por Wang et al.<sup>40</sup> determinó que la biomecánica corneal se ve alterada en pacientes con diabetes *mellitus*, asociándose a un aumento de los valores de HC, FRC, PIOcc y PIO correlacionada de Goldman).

Al estudiar los efectos del glaucoma sobre la biomecánica corneal se han encontrado resultados diversos. En un estudio publicado por Jung et al.<sup>41</sup>, los pacientes con glaucoma mostraron córneas significativamente menos deformables que los controles, existiendo diferencias según la gravedad del glaucoma. Esto contrasta con la información publicada por Pradhan et al.<sup>42</sup>, quienes afirman que los parámetros biomecánicos obtenidos por el Corvis ST no son distintos entre individuos con glaucoma por pseudoexfoliación, individuos con glaucoma primario de ángulo abierto y los controles una vez que se realiza el ajuste de la PIO.

## Corvis ST en cirugía ocular

Zarei-Ghanavati et al.<sup>43</sup> estudiaron 74 pacientes, 37 sometidos a SMILE y 37 a PRK, y concluyeron que ambos procedimientos alteran significativamente las propiedades biomecánicas de la córnea; sin embargo, los cambios eran más prominentes después de SMILE.

Bak-Nielsen et al.<sup>44</sup> afirman que no hay diferencias significativas en la resistencia a la deformación entre los ojos con queratocono y los ojos con queratocono que se han realizado CXL. Lanza et al.<sup>45</sup> reportaron que la resistencia a la deformación era aún menor en las córneas con queratocono post-CXL en comparación con las que no habían sido sometidas a CXL, tomándose además mayor tiempo para regresar a la posición de aplanación y recuperar su forma original. Resultados similares fueron presentados por Tomita et al.<sup>46</sup>, quienes compararon la deformación corneal antes y 1 año después del tratamiento con CXL convencional y acelerado, encontrando que no hubo diferencias significativas en ambos grupos antes y después del tratamiento.

Lanza et al.<sup>45</sup> hallaron que las córneas sometidas a PRK mostraron similar resistencia a la deformación

que los ojos normales estudiados, sugiriendo que el adelgazamiento corneal inducido por PRK no altera las propiedades biomecánicas de la córnea. En contraste con lo anterior, Pedersen et al.<sup>47</sup> reportaron que los procedimientos queratorefractivos basados en colgajo, como LASIK y ReLEx FLEX, y los libres de colgajo, como ReLEx SMILE, alteran la HC y el FRC al compararlos con el grupo control, resultando en una reducción similar de la biomecánica corneal, a excepción del tiempo de HC, que fue menor en los pacientes tratados con LASIK.

## Microscopía óptica de Brillouin

La microscopía óptica de Brillouin es una técnica reciente utilizada para medir la biomecánica corneal *in vivo* mediante el análisis de la dispersión de la luz y el mapeo de las propiedades biomecánicas de la córnea en tres dimensiones. Este método permite determinar las propiedades viscoelásticas intrínsecas independientemente de la información estructural y de la presión aplicada.

La córnea muestra un comportamiento no lineal de tensión-deformación, lo que indica que su módulo no es constante. El módulo tangente, que representa el cambio en la rigidez con la tensión o la presión aplicada, aumenta gradualmente<sup>48</sup>. Seiler et al.<sup>49</sup> llevaron a cabo un estudio utilizando espectroscopía de Brillouin para investigar el impacto de la edad en la rigidez corneal, y encontraron diferencias estadísticamente significativas entre córneas normales y queratoconos. Sin embargo, la precisión de los hallazgos iniciales reportados utilizando esta técnica es relativamente limitada y se requieren una validación y un refinamiento adicionales, ya que las córneas con queratocono avanzado son claramente visibles en los mapas de Brillouin como regiones con un desplazamiento de Brillouin significativamente reducido. Sin embargo, la correspondencia entre los mapas de Brillouin y la paquimetría y la topografía es menos clara en córneas con queratocono en etapas tempranas, y los desplazamientos de Brillouin se correlacionan débilmente con parámetros morfológicos como el grosor y la curvatura. Las grandes variaciones podrían originarse en los factores fisiológicos y posiblemente en factores adicionales asociados con la patogénesis del queratocono<sup>50</sup>.

## Conclusiones

La biomecánica corneal es un tema de gran interés para la investigación clínica en la oftalmología

moderna. Existen herramientas novedosas, como la microscopía óptica de Brillouin, que proporcionan información sobre las propiedades biomecánicas de la córnea. Sin embargo, la mayoría de los datos clínicos están relacionados con la respuesta biomecánica a la tonometría sin contacto. A pesar de los avances sustanciales en las últimas dos décadas, la caracterización *in vivo* de la respuesta biomecánica corneal está influenciada por la presión intraocular y por el grosor corneal central, el cual, medido por Corvis ST, también se validó como sin diferencias significativas en comparación con la paquimetría ultrasónica, que es el método de referencia. Sin embargo, al igual que con el ORA, se demostró que la presión y el grosor corneal central estaban correlacionados con los parámetros medidos, y por lo tanto podrían ser potencialmente confusos. Incluso en mediciones por dispersión de luz, como la microscopía óptica de Brillouin, la hidratación corneal podría ser un factor confusor<sup>51</sup>.

Sin embargo, los nuevos desarrollos, como el índice de esfuerzo-deformación proporcionado por el Corvis ST, han logrado estimar el endurecimiento después del tratamiento de CXL.

El conocimiento de la biomecánica corneal sería útil en varias aplicaciones clínicas, incluyendo el manejo del glaucoma, la evaluación del riesgo de ectasia y la determinación del grado y la profundidad de la CXL. La integración de datos tomográficos y biomecánicos ha demostrado potencial para mejorar la precisión en la detección de enfermedades ectásicas e identificar la susceptibilidad de desarrollar esta complicación después de la corrección visual con láser. Además, la integración con otros datos, como el frente de onda ocular, la longitud axial y la tomografía segmentada en capas (epitelio) y microlaminar (Bowman), también es prometedora. Preveemos una investigación y un desarrollo continuos y acelerados en este campo, que integrarán aún más la imagen multimodal corneal, la biomecánica, la biología molecular y la genética. En este entorno, con una cantidad abrumadora de datos clínicos, la IA desempeñará un papel fundamental para mejorar la eficacia de la atención al paciente. Desde su introducción en 1956, la IA se ha vuelto cada vez más relevante en oftalmología, ofreciendo numerosas aplicaciones potenciales. Los algoritmos de IA aprovechan la capacidad de procesamiento de las computadoras para simular y mejorar la interpretación humana, agilizando así el análisis de datos y la toma de decisiones clínicas. Un estudio pionero utilizó una red neuronal basada en 11 índices de topografía de disco de Plácido para realizar una interpretación



automatizada de mapas corneales. Aunque este modelo logró una clasificación correcta para todos los mapas en el conjunto de entrenamiento, la IA ha tenido un impacto aún mayor en la detección y el tratamiento del queratocono y de otras enfermedades ectáticas corneales. Este avance ha llevado a un cambio de paradigma en la gestión de estas enfermedades, en especial con la introducción de técnicas como el *crosslinking* y los segmentos de anillos intra-corneales. La detección de enfermedades ectáticas corneales en etapas tempranas o subclínicas es de suma importancia, sobre todo para identificar a los pacientes en riesgo de desarrollar ectasia después de someterse a cirugía refractiva con láser corneal. Se ha desarrollado el TBI mediante IA, que ha demostrado unas altas sensibilidad y especificidad para detectar estas enfermedades en estudios de validación externa.

A pesar de estos avances, algunas investigaciones han encontrado una sensibilidad relativamente baja para detectar anomalías en casos de queratocono considerados subclínicos. Esto indica la necesidad de mejorar la sensibilidad para identificar casos leves o subclínicos de manera más efectiva. La IA está desempeñando un papel cada vez más importante en la oftalmología, especialmente en la detección temprana y en el tratamiento de enfermedades ectáticas corneales, y se busca mejorar la precisión de la detección mediante la optimización de algoritmos de IA en biomecánica<sup>52</sup>.

## Agradecimientos

Los autores agradecen a la Fundación Conde de Valenciana IAP.

## Financiamiento

Los autores declaran que este trabajo no recibió ningún tipo de financiamiento.

## Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

## Responsabilidades éticas

**Protección de personas y animales.** Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

**Confidencialidad de los datos.** Los autores declaran que en este artículo no aparecen datos de pacientes.

**Derecho a la privacidad y consentimiento informado.** Los autores declaran que en este artículo no aparecen datos de pacientes.

**Uso de inteligencia artificial para generar textos.** Los autores declaran que no han utilizado ningún tipo de inteligencia artificial generativa en la redacción de este manuscrito ni para la creación de figuras, gráficos, tablas o sus correspondientes pies o leyendas.

## Bibliografía

1. DelMonte DW, Kim T. Anatomy and physiology of the cornea. *J Cataract Refract Surg*. 2011;37:588-98.
2. Muller L, Pels E, Vrensen G. The specific architecture of the anterior stroma accounts for maintenance of corneal curvature. *Br J Ophthalmol*. 2001;85:437-43.
3. Lee WB, Ambrósio Jr R. Corneal biomechanics: basic science and clinical applications. *Focal Points Clinical Practice Perspectives*; 2016.
4. Hatze H. Letter: The meaning of the term "biomechanics". *J Biomech*. 1974;7:189-90.
5. Humphrey J. Continuum thermomechanics and the clinical treatment of disease and injury. *Appl Mech Rev*. 2003;56:231-60.
6. Terai N, Raiskup F, Hausteiner M, Pillunat LE, Spoerl E. Identification of biomechanical properties of the cornea: the ocular response analyzer. *Curr Eye Res*. 2012;37:553-62.
7. Luce DA. Determining in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer. *J Cataract Refract Surg*. 2005;31:156-62.
8. Hon Y, Lam AKC. Corneal deformation measurement using Scheimpflug noncontact tonometry. *Optom Vis Sci*. 2013;90:e1-8.
9. Herber R, Terai N, Pillunat KR, Raiskup F, Pillunat LE, Spoerl E. [Dynamic Scheimpflug Analyzer (Corvis ST) for measurement of corneal biomechanical parameters: A praxis-related overview]. *Ophthalmol Z Dtsch Ophthalmol Ges*. 2018;115:635-43.
10. Yun SH, Chernyak D. Brillouin microscopy: assessing ocular tissue biomechanics. *Curr Opin Ophthalmol*. 2018;29:299-305.
11. Hollman KW, Tripathy S, Kim K. Three-dimensional mapping of strain in ex vivo porcine cornea with an ultrasound elasticity microscope. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2011;2011:8503-6.
12. Wilson A, Marshall J, Tyrer JR. The role of light in measuring ocular biomechanics. *Eye Lond Engl*. 2016;30:234-40.
13. Nishimura M, Yan W, Mukudai Y, Nakamura S, Nakamasu K, Kawata M, et al. Role of chondroitin sulfate-hyaluronan interactions in the viscoelastic properties of extracellular matrices and fluids. *Biochim Biophys Acta*. 1998;1380:1-9.
14. Dupps WJ. Hysteresis: new mechanospeak for the ophthalmologist. *J Cataract Refract Surg*. 2007;33:1499-501.
15. Minns RJ, Soden PD, Jackson DS. The role of the fibrous components and ground substance in the mechanical properties of biological tissues: a preliminary investigation. *J Biomech*. 1973;6:153-65.
16. Espana EM, Birk DE. Composition, structure, and function of the corneal stroma. *Exp Eye Res*. 2020;198:108137.
17. Liu W-C, Lee S-M, Graham AD, Lin MC. Effects of eye rubbing and breath holding on corneal biomechanical properties and intraocular pressure. *Cornea*. 2011;30:855-60.
18. De Stefano VS, Dupps WJ Jr. Biomechanical diagnostics of the cornea. *Int Ophthalmol Clin*. 2017;57:75-86.
19. Hwang HS, Park SK, Kim MS. The biomechanical properties of the cornea and anterior segment parameters. *BMC Ophthalmol*. 2013;13:49.
20. Kynigopoulos M, Schlote T, Kotecha A, Tzamalís A, Pajic B, Haefliger I. Repeatability of intraocular pressure and corneal biomechanical properties measurements by the ocular response analyzer. *Klin Monatsblätter Für Augenheilkd*. 2008;225:357-60.
21. Goebels SC, Seitz B, Langenbucher A. Precision of ocular response analyzer. *Curr Eye Res*. 2012;37:689-93.
22. Saad A, Lteif Y, Azan E, Gatinel D. Biomechanical properties of keratoconus suspect eyes. *Investig Ophthalmology Vis Sci*. 2010;51:2912.
23. Abitbol O, Bouden J, Doan S, Hoang-Xuan T, Gatinel D. Corneal hysteresis measured with the Ocular Response Analyzer® in normal and glaucomatous eyes. *Acta Ophthalmol (Copenh)*. 2010;88:116-9.
24. Guo H, Hosseini-Moghaddam SM, Hodge W. Corneal biomechanical properties after SMILE versus FLEX, LASIK, LASEK, or PRK: a systematic review and meta-analysis. *BMC Ophthalmol*. 2019;19:167.

25. Esporcatte LPG, Salomão MQ, Lopes BT, Vinciguerra P, Vinciguerra R, Roberts C, et al. Biomechanical diagnostics of the cornea. *Eye Vis Lond Engl*. 2020;7:9.
26. Kataria P, Padmanabhan P, Gopalakrishnan A, Padmanaban V, Mahadik S, Ambrósio R. Accuracy of Scheimpflug-derived corneal biomechanical and tomographic indices for detecting subclinical and mild keratectasia in a South Asian population. *J Cataract Refract Surg*. 2019;45:328-36.
27. Lopes BT, Ramos I de C, Salomão MQ, Canedo ALC, Ambrósio Jr R. Perfil paquimétrico horizontal para a detecção do ceratocone. *Rev Bras Oftalmol*. 2015;74:382-5.
28. Vinciguerra R, Ambrósio R, Elsheikh A, Roberts CJ, Lopes B, Morenghi E, et al. Detection of keratoconus with a new biomechanical index. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995. 2016;32:803-10.
29. Eliasy A, Chen K-J, Vinciguerra R, Lopes BT, Abass A, Vinciguerra P, et al. Determination of corneal biomechanical behavior in-vivo for healthy eyes using CorVis ST tonometry: stress-strain index. *Front Bioeng Biotechnol*. 2019;7:105.
30. Fuchsluger TA, Brettl S, Geerling G, Kaisers W, Franko Zeitz P. Biomechanical assessment of healthy and keratoconic corneas (with/without crosslinking) using dynamic ultrahigh-speed Scheimpflug technology and the relevance of the parameter (A1L-A2L). *Br J Ophthalmol*. 2019;103:558-64.
31. Hong J, Xu J, Wei A, Deng SX, Cui X, Yu X, et al. A new tonometer — the Corvis ST tonometer: clinical comparison with noncontact and Goldmann applanation tonometers. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2013;54:659-65.
32. Bak-Nielsen S, Pedersen IB, Ivarsen A, Hjortdal J. Repeatability, reproducibility, and age dependency of dynamic Scheimpflug-based pneumotonometer and its correlation with a dynamic bidirectional pneumotonometer device. *Cornea*. 2015;34:71-7.
33. Chen X, Stojanovic A, Hua Y, Eidet JR, Hu D, Wang J, et al. Reliability of corneal dynamic Scheimpflug analyser measurements in virgin and post-PRK eyes. *PLoS One*. 2014;9:e109577.
34. Yang K, Xu L, Fan Q, Zhao D, Ren S. Repeatability, and comparison of new Corvis ST parameters in normal and keratoconus eyes. *Sci Rep*. 2019;9:15379.
35. Ren S, Xu L, Fan Q, Gu Y, Yang K. Accuracy of new Corvis ST parameters for detecting subclinical and clinical keratoconus eyes in a Chinese population. *Sci Rep*. 2021;11:4962.
36. Liu Y, Zhang Y, Chen Y. Application of a Scheimpflug-based biomechanical analyser and tomography in the early detection of subclinical keratoconus in Chinese patients. *BMC Ophthalmol*. 2021;21:339.
37. Vinciguerra R, Ambrosio R, Roberts CJ, Azzolini C, Vinciguerra P. Biomechanical characterization of subclinical keratoconus without topographic or tomographic abnormalities. *J Refract Surg*. 2017;33:399-407.
38. Tian L, Huang Y-F, Wang L-Q, Bai H, Wang Q, Jiang J-J, et al. Corneal biomechanical assessment using corneal visualization Scheimpflug technology in keratoconic and normal eyes. *J Ophthalmol*. 2014;2014:e147516.
39. Ali NO, Patel DV, McGhee CNJ. Biomechanical responses of healthy and keratoconic corneas measured using a noncontact Scheimpflug-based tonometer. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2014;55:3651-9.
40. Wang X, Xu G, Wang W, Wang J, Chen L, He M, et al. Changes in corneal biomechanics in patients with diabetes mellitus: a systematic review and meta-analysis. *Acta Diabetol*. 2020;57:973-81.
41. Jung Y, Park H-YL, Oh S, Park CK. Corneal biomechanical responses detected using Corvis ST in primary open angle glaucoma and normal tension glaucoma. *Medicine (Baltimore)*. 2020;99:e19126.
42. Pradhan ZS, Deshmukh S, Dixit S, Sreenivasiah S, Shroff S, Devi S, et al. A comparison of the corneal biomechanics in pseudoexfoliation glaucoma, primary open-angle glaucoma and healthy controls using Corvis ST. *PLoS One*. 2020;15:e0241296.
43. Zarei-Ghanavati S, Jafarpour S, Hassanzadeh S, Bakhtiari E, Daraee G, Monadi SD, et al. Changes in corneal biomechanical properties after small-incision lenticule extraction and photorefractive keratectomy, using a noncontact tonometer. *Cornea*. 2022;41:886-93.
44. Bak-Nielsen S, Pedersen IB, Ivarsen A, Hjortdal J. Dynamic Scheimpflug-based assessment of keratoconus and the effects of corneal cross-linking. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995. 2014;30:408-14.
45. Lanza M, Cennamo M, Iaccarino S, Irregolare C, Rechichi M, Bifani M, et al. Evaluation of corneal deformation analyzed with Scheimpflug based device in healthy eyes and diseased ones. *BioMed Res Int*. 2014;2014:e748671.
46. Tomita M, Mita M, Huseynova T. Accelerated versus conventional corneal collagen crosslinking. *J Cataract Refract Surg*. 2014;40:1013-20.
47. Pedersen IB, Bak-Nielsen S, Vestergaard AH, Ivarsen A, Hjortdal J. Corneal biomechanical properties after LASIK, ReLEx flex, and ReLEx smile by Scheimpflug-based dynamic tonometry. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2014;52(8):1329-35.
48. Scarcelli G, Pineda R, Yun SH. Brillouin optical microscopy for corneal biomechanics. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2012;53:185-90.
49. Seiler TG, Shao P, Eltony A, Seiler T, Yun SH. Brillouin spectroscopy of normal and keratoconus corneas. *Am J Ophthalmol*. 2019;202:118-25.
50. Shao P, Eltony AM, Seiler TG, Tavakoli B, Pineda R, Koller T, et al. Spatially-resolved Brillouin spectroscopy reveals biomechanical changes in early ectatic corneal disease and post-crosslinking in vivo. *Sci Rep*. 2019;9:7467.
51. Yuan A, Pineda R. Developments in imaging of corneal biomechanics. *Int Ophthalmol Clin*. 2019;59:1-17.
52. Ambrósio R Jr, Machado AP, Leão E, Lyra JMG, Salomão MQ, Pellegrino Esporcatte LG, et al. Optimized artificial intelligence for enhanced ectasia detection using Scheimpflug-based corneal tomography and biomechanical data. *Am J Ophthalmol*. 2023;251:126-42.