

Cuantificación del ángulo esclero-corneal mediante lámpara de hendidura



Universidad Zaragoza



Trabajo Fin de Grado en Óptica y Optometría

Realizado por
Marta Périz González

Dirección del TFG
Sofía Otín Mallada

ÍNDICE

ÍNDICE DE ABREVIATURAS	4
RESUMEN	5
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 Lentes de contacto y su proceso de adaptación	1
1.3. Determinación del AEC	3
1.3.1. Valoración subjetiva del AEC con lámpara de hendidura	5
1.3.2. Cuantificación objetiva del AEC mediante OCT de segmento anterior	6
1.3.3. Cuantificación objetiva del AEC mediante topografía	7
2. JUSTIFICACIÓN	8
3. HIPÓTESIS	8
4. OBJETIVOS	9
3. METODOLOGÍA.....	9
3.1. Diseño del estudio y selección de la muestra	9
3.2. Adquisición de imágenes del perfil ocular con LH.....	9
3.3. Procesamiento de imágenes para la obtención del valor de AEC.....	10
3.4. Creación de una base de datos y análisis estadístico.....	10
4. RESULTADOS	11
5. DISCUSIÓN	14
6. CONCLUSIONES.....	17
BIBLIOGRAFÍA	18

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

AEC: Ángulo esclero-corneal

CoR: Coeficiente de repetibilidad

CoV: Coeficiente de variación

ESP: Eye Surface Profiler

LC: Lentes de contacto

LCB: Lentes de contacto blandas

LC RGP: Lentes de contacto rígidas gas permeable

LH: Lámpara de hendidura

OCT: Tomografía de coherencia óptica

OD: Ojo derecho

OI: Ojo izquierdo

ROI: Región de interés

RESUMEN

En este estudio se buscó cuantificar el ángulo esclero-corneal (AEC) mediante imágenes obtenidas con lámpara de hendidura (LH). Para ello, se tomaron varias imágenes del AEC inferior de uno de los ojos de 36 pacientes y se seleccionaron 3 imágenes de cada ojo (108 imágenes en total). Estas imágenes fueron exportadas y procesadas por un algoritmo en Matlab (MathWorks) que, tras identificar la pupila, localizaba el contorno del perfil corneal delimitando dos regiones de interés, una en la córnea y otra en la esclera. A partir de la tangente a esas curvas se calculaba la inclinación y posteriormente, el valor del AEC para cada medida. Los resultados obtenidos del procesamiento de imágenes se recogieron en una base de datos tipo Excel y fueron analizados. Se obtuvo un CoR de 2,17 y un CoV de 0,62%, lo que demuestra que la técnica ofrece resultados consistentes y fiables. Los valores de AEC inferior que se obtuvieron están en un rango entre los 170° y los $188,3^\circ$, siendo la media de $176^\circ \pm 1,50^\circ$. Esta técnica ha demostrado ser un método fiable para la cuantificación del AEC.

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Lentes de contacto y su proceso de adaptación

Las lentes de contacto blandas (LCB) son una opción para la corrección de ametropías. Los usuarios prefieren el uso de LCB frente a la lente oftálmica debido a la comodidad que proporcionan a la hora de hacer actividades deportivas y/o por motivos estéticos.

(1) Conforme las lentes de contacto (LC) han ganado popularidad y su uso se ha extendido, se han proporcionado mejoras para una mayor adaptabilidad que, se traduce, en la individualización de éstas a los parámetros propios de cada ojo.

Las LCs son un método de corrección que se coloca sobre la superficie anterior del ojo. La superficie anterior está constituida por estructuras fundamentales para la refracción y la protección, estas estructuras son: córnea, película lagrimal y conjuntiva. Cuando se quiere adaptar una LC se tiene que hacer un estudio previo de estas estructuras para asegurar un porte seguro, cómodo y que proporcione una buena calidad visual. La lámpara de hendidura (LH) y la topografía son herramientas fundamentales para realizar este estudio. Con la LH se evalúa la integridad de la superficie ocular. La topografía se emplea para cuantificar y caracterizar la geometría y el relieve corneal, aportando datos como la queratometría, la asfericidad, el diámetro blanco-blanco (o diámetro horizontal de iris visible) y la orientación y valor del astigmatismo corneal. (2) Una estructura que se encuentra en la superficie ocular y que tiene gran importancia en la fisiología de la córnea es el limbo, localizado en la transición entre la córnea y la esclera. La unión o transición de éstas, forma el ángulo esclero-corneal (AEC), que se ha supuesto como una zona cóncava, pero se ha visto en muchos casos que es más bien una tangente. (3)

Para realizar adaptaciones de LCB, tradicionalmente, se han tenido en cuenta el diámetro horizontal de iris visible y la queratometría correspondiente a la zona central de la córnea. Sin embargo, en las adaptaciones de LC RGP la asfericidad, la geometría total de la córnea y la sagita juegan también un papel importante.

En los últimos años parámetros como el AEC o la sagita se han incorporado a la adaptación de LCB. El AEC es la zona que interactúa con el borde de la LC, influyendo en la dinámica ojo-LC, al ser punto de apoyo de muchas LC. En la córnea, la altura sagital se define como la distancia entre el ápex corneal y una cuerda que define el diámetro de iris. La altura sagital en las LC se define como la altura de la LC sobre el eje de rotación y el diámetro de la LC. La altura sagital dependerá de la excentricidad, el radio de la zona óptico posterior y el diámetro de la LC. (4)

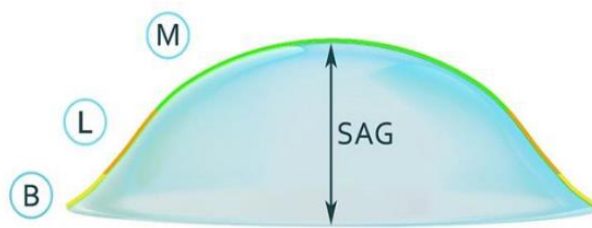


Figura 1: sagita de LC escleral. Fuente: Caracterización de la altura sagital tomada con Pentacam, de los pacientes diagnosticados con ectasia corneal en la clínica de optometría de la universidad de la SALLE (4)

Malas adaptaciones de las LCs pueden llevar a alteraciones en la córnea como hipoxia crónica o cambios en la fisiología, que pueden tener consecuencias clínicas como cambios en el error refractivo del portador o cambios en la topografía corneal. La inclusión de conceptos como la sagita y el AEC en los parámetros a tener en cuenta en una adaptación de LCs se ve por muchos autores como algo necesario. (5)(4)(6)

1.2. Técnica de adaptación de LCB

Los parámetros geométricos clásicos que se modifican durante las adaptaciones de LCBs en función de los parámetros geométricos corneales son: el radio y el diámetro total. Para realizar una adaptación de LCB se necesita medir el diámetro horizontal de iris visible, los radios de curvatura corneales mediante queratometría y conocer la refracción del paciente. También es importante haber realizado una evaluación de la superficie ocular y de la película lagrimal. Una vez puesta la LC se evalúa el centrado, el movimiento de la LC respecto a los del ojo y a los parpadeos, la calidad de visión y posible sobre refracción y la superficie corneal tras el porte.

Para la elección de la LCB en una adaptación convencional se tienen en cuenta los parámetros de la queratometría y del diámetro principalmente. En la queratometría se obtienen los valores en dioptrías o milímetros de los dos meridianos principales de la córnea, y para la adaptación se tiene en cuenta el valor de la K plana, es decir, del meridiano más curvo. En cuanto al diámetro, la LCB debe ser al menos 2mm mayor en diámetro que el diámetro de iris visible del paciente.

La forma del levantamiento de borde de la LCB está diseñada para adaptarse lo máximo posible a la superficie corneal, pudiendo implicar un diseño de la cara posterior de la LC con curvaturas diferentes para una mejor adaptación. La forma de borde también influirá en la comodidad del porte, ya que es la zona que más interactúa con los párpados. (7)

Hoy en día la geometría de la cara posterior de las LCB suele ser bicurva, con la segunda curva periférica estimada a raíz del radio central, no teniendo en cuenta la

superficie del ojo que cubre, que mantendría relación con el AEC y la sagita. Son parámetros que como las LCB son de un material flexible y se amoldan a la superficie ocular de cada usuario con cierta facilidad, por ello, no se ha otorgado la relevancia que podría tener en la adaptación, problemas asociados al porte y las inadaptaciones.(8)

Actualmente existen diseños de LCB que ya tienen en cuenta el AEC, como la C FORM y la VISELL de Conóptica, en las que el AEC del portador es una característica clave para una buena adaptación. En estos casos el AEC se evalúa con LH y según el perfil que presente, la LC tiene un diseño u otro, como se explicará más adelante. (9)

Las técnicas empleadas para la medida de los parámetros de la superficie ocular que intervienen en la adaptación de las LC dan información escasa sobre el AEC. Parámetro que se cree que puede tener gran importancia en la adaptación de las LCB debido a que es la zona en la que se requiere un mayor cambio para conseguir un buen alineamiento con la superficie ocular. (10)

Hall et al, 2011 determinaron que el uso único de la queratometría central de la córnea para la adaptación de LCB no aporta la información suficiente para una adaptación óptima. Observó que los participantes que incluyeron datos topográficos corneo-esclerales al proceso de adaptación de LCB se beneficiaron de una mejor adaptación. También observaron una gran variabilidad en los valores del AEC entre los participantes. La variación del AEC entre portadores, cuando no se hace una correcta adaptación a éste, da lugar a cambios en la periferia de la LC, que conllevan un aumento de la tensión y de la elasticidad necesarias para un buen alineamiento, lo que provoca adaptaciones demasiado “abiertas” o “cerradas”.(10)

S. Bandlitz et al estudiaron el AEC en ocho meridianos y su posible relación con el radio corneal central y la excentricidad corneal. Obteniendo como resultado un AEC más plano en la zona nasal, por lo que se llegó a la conclusión de que LCs con diseños esféricos proporcionarían mejores resultados ya que la superficie ocular no es rotacionalmente simétrica, pero muchas LC se diseñan con geometría esférica. (11)

Bo Tan et al también llegan a la conclusión de que con LC de diseño esférico se consiguen mejores adaptaciones debido a la falta de simetría rotacional de la superficie ocular. (12)

1.3. Determinación del AEC

El AEC presenta un valor relativamente constante a lo largo de todo el limbo, pero la esclera presenta diferencias entre sus cuadrantes, siendo en su parte nasal más plana, seguida de la inferior, superior y temporal. Se cree que esta variación podría provocar

descentramientos de las LC como se ha observado en las LC de apoyo escleral, además de inconfort y que aparezcan zonas de la superficie ocular en las que se ejerza mayor presión. (8)

Actualmente, el AEC se puede clasificar de forma subjetiva mediante su visualización en cinco perfiles diferentes según el trabajo realizado Pacific Study (Van der Worp 2017) en el que se estudiaron diferentes corneas mediante imágenes de OCT y se definió una clasificación dependiendo de si existe un cambio de córnea a esclera con una transición más suave o más curva y la forma de la curva como se observa en la Figura 2. Según en la categoría en la que se encuentren tendrán una altura sagital mayor o menor. (8)

Estos cinco perfiles se dividen dependiendo de si la transición entre córnea y esclera es gradual, donde la porción de la esclera puede ser convexa como en el perfil 1, o tangencial como en el perfil 2; o puede tratarse de una transición marcada, en la que la porción escleral puede ser convexa o tangente, como se describe en los perfiles 3 y 4 respectivamente. Por último, el perfil 5 se corresponde con una transición entre una córnea convexa y una esclera cóncava.

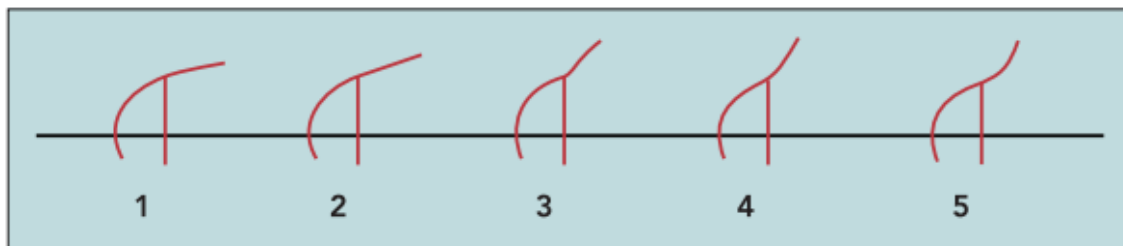


Figura 2. Diferentes perfiles del AEC. Fuente: “A guide to Scleral Fitting” de Van der Wolp (8)

Hay que tener en cuenta a la hora de adaptar LC, que, para un diámetro dado, la altura sagital es diferente dependiendo del cuadrante debido a la diferencia del AEC a lo largo del limbo como se muestra en la Figura 3. Este hallazgo es importante sobre todo en lentes más individualizadas que buscan adaptarse al AEC y que tienen diseños tricurva o tetracurva en su periferia. Como se puede ver en la Figura 3, el diámetro de la LC varía para adaptarse a la superficie ocular, variando también la altura sagital.(13)

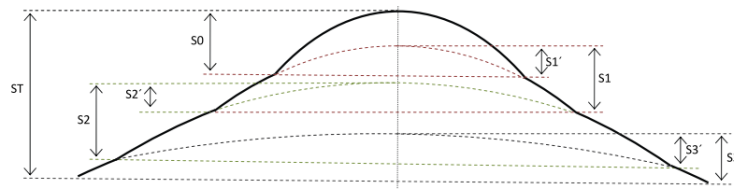


Figura 3. Representación de la variación de la altura sagital dependiendo del diámetro y del AEC. Fuente: “Tomografía corneal aplicada a la adaptación de lentes de contacto esclerales” de Sergi Herrero (13)

J. Rojas et al determinaron que variaciones en el AEC de 2 y 5 grados tienen un impacto significativo en la determinación de la altura sagital mediante OCT-SAG de entre 135 y 340 micras respectivamente. (14)

Además, R.J. Macedo de Araujo et al describen el cambio en la altura sagital dependiendo del AEC, siendo menor la altura sagital, para un diámetro dado, en el cuadrante nasal, al ser este más plano, tal y como se observa en la Figura 4. (15)

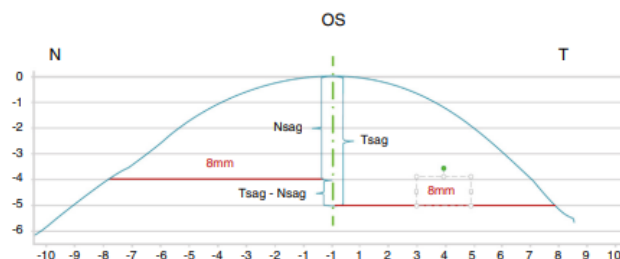


Figura 4. Cálculo de la altura sagital. Fuente: manual del ESP donde se ve que el cuadrante nasal es más plano y, por lo tanto, tiene menor altura sagital que el temporal, para un diámetro dado de 16mm en el que la cuerda que determina la altura sagital está en el centro.

1.3.1. Valoración subjetiva del AEC con lámpara de hendidura

La LH es un microscopio con el cual se realiza una observación detallada de las estructuras del segmento anterior del ojo que consiste en la proyección de un haz de luz sobre el ojo a explorar, en el que se pueden enfocar diferentes estructuras dependiendo del examen que se quiera realizar. Es un procedimiento no invasivo, pero, en algunos casos, es necesaria la instilación de fluoresceína para posterior uso del filtro azul cobalto para poder evaluar la superficie ocular con mayor detalle.(16)

El uso de la LH permite conocer cómo se ajusta la LC al ojo y la interacción que hay entre ambos y, tras su retirada, observar si el ojo ha sufrido algún tipo de daño, por lo que es un aparato necesario para la adaptación de LC que está presente en todos los gabinetes de optometría.(17)

Actualmente, con la LH no se puede cuantificar el AEC, pero sí que se puede hacer una clasificación subjetiva dependiendo del perfil que muestre, como bien ha categorizado Van der Wolp y como ha incorporado Conóptica en el protocolo de adaptación de dos de sus LCB, que consiste en fotografiar el AEC, en este caso de la zona superior, y categorizarlo en uno de los posibles: el perfil A es una línea tangente, el perfil B es una curva gradual y el perfil C es una curva marcada como se puede ver en la figura 5. (8)(9)

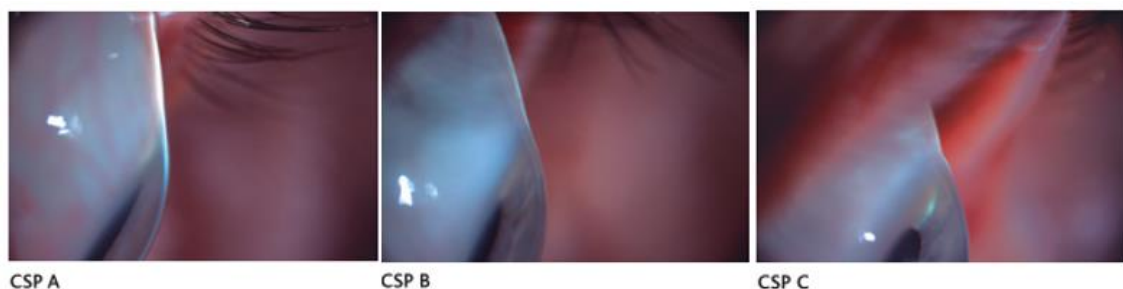


Figura 5. Representación de cada tipo de AEC a los que se pueden adaptar lentes de Conóptica C FORM y VISELL. Fuente: guía de adaptación C FORM y VISELL (9)

1.3.2. Cuantificación objetiva del AEC mediante OCT de segmento anterior

El OCT es un método de diagnóstico no invasivo que permite el estudio in vivo de los tejidos y estructuras oculares. Su funcionamiento se basa en el interferómetro de Michelson, compuesto por una fuente de luz, un divisor de haces, un espejo de referencia y un detector. Al emitir un haz de luz, el divisor lo separa en dos haces, uno que se refleja en el espejo y otro que lo hace en el tejido que se quiere analizar. Tras el retorno de estos dos haces que se propagan, son comparados y cuando coinciden se produce el fenómeno de interferencia, el cual es registrado por el detector. A partir de este calcula la diferencia de distancias que han recorrido y lo transforma en un espesor de tejido. (13)

El OCT de segmento anterior se puede emplear para poder calcular la altura sagital de la LC de apoyo escleral, a partir de la sagita corneal, también se puede utilizar para evaluar la córnea, aportando datos de su grosor, forma y curvatura; para medir el menisco lagrimal y para hacer seguimientos de la adaptación. (13)

Bo Tan et al cuantificaron el AEC utilizando un OCT de dominio espectral (ENVISU 23000; Biotigen Inc, Durham, NC) con el que tomaron imágenes de los cuatro cuadrantes (nasal, temporal, superior e inferior) de ambos ojos de cada participante, una vez tenían las imágenes de cada cuadrante, un miembro del equipo seleccionaba el centro del AEC en cada uno de ellos. Después, con un algoritmo desarrollado en Matlab para la detección de bordes, se ubicaba la superficie del AEC en la imagen y desde el punto central previamente seleccionado se dibujaban 20 círculos concéntricos que interceptaban en la superficie del AEC y mediante una regresión lineal se analizaba la curvatura del AEC. (12)

1.3.3. Cuantificación objetiva del AEC mediante topografía

Los topógrafos que se basan en los discos de Plácido para tomar sus medidas dan información sobre la forma de la córnea gracias al análisis del patrón de circunferencias concéntricas de haces de luz y oscuridad que se proyecta sobre la córnea y que es reflejado por la córnea y por la película lagrimal. Además de los discos de Plácido hay topógrafos que también cuentan con una tecnología que, a partir de la imagen reflejada por la córnea, al compararla con un patrón de referencia, obtienen un mapa de elevación tridimensional por triangulación, denominado Scheimpflug. Para poder integrar estos dos principios y obtener una información más fiable y extensa, topógrafos como el Galilei, integran discos de Plácido con dos cámaras Scheimplug rotacionales. (18)

T. Bagdana et al cuantificaron el AEC combinando distintas tecnologías de captura de imagen como la cámara rotatoria Scheimpflug, discos de Plácido y el escaneo por hendidura, presentes en topógrafos como el Galilei (Ziemer, Suiza) y el Sirius (Schwind Eye-Tech, Alemania). Con estos topógrafos se consiguen imágenes tridimensionales de la córnea y se muestran mapas de la curvatura y la elevación corneal entre otros, el software incluido en los topógrafos ayuda a localizar y marcar los puntos anatómicos de interés, como es el AEC, y el mismo software traza líneas desde la superficie corneal y la escleral hasta su intersección en el limbo, lo que posibilita la representación y cuantificación del AEC. (19)

1.3.4. Cuantificación objetiva del AEC mediante Eaglet-Eye

El Eye Surface Profiler o ESP (Eaglet Eye, Países Bajos) es un topógrafo capaz de medir hasta un área de 20mm de la superficie anterior del ojo, aportando información de córnea y esclera. Está basado en la transformada de Fourier y recoge información proyectando discos de Plácido desde dos ángulos oblicuos hacia la córnea e integrando los resultados que obtiene para generar un mapa tridimensional de la superficie anterior.

El ESP ofrece medidas más amplias, precisas y detalladas de la superficie anterior del ojo que los instrumentos empleados hasta ahora, por lo que representa un avance significativo en la topografía de la superficie ocular que mejora la capacidad de exploración, diagnóstico y tratamiento en la práctica clínica de la optometría y la oftalmología.(20)

Se han hecho varios estudios usando el ESP para determinar la curvatura escleral y corneal. Algunos de estos estudios tienen por objetivo cuantificar el AEC y averiguar si la curvatura corneal y la escleral están correlacionadas.

A. Consejo et al han desarrollado un protocolo automatizado y objetivo para cuantificar el AEC mediante la información que proporciona el ESP. La topografía obtenida se divide en 360 semimeridianos en los que para obtener la forma exacta del AEC y poder cuantificarlo se emplea un algoritmo que identifica el punto de cambio en la curvatura entre la córnea y la esclerótica. (21)

2. JUSTIFICACIÓN

Los parámetros que se usan hoy en día en la mayoría de las LCB son valores estándar, como son el radio base y diámetro, pero estos valores no siempre se adaptan correctamente a todas las córneas, pudiendo dar lugar a inadaptaciones o molestias durante el porte y/o a largo plazo, cuyo desenlace suele ser el abandono del uso de LCB. La necesidad de una adaptación personalizada es una posible solución para evitar las actuales tasas de abandono.(13)

Cuando se requiere una individualización de los parámetros de fabricación suele ser necesario el uso de aparatos de alto coste que no se pueden permitir en muchas ópticas que ofrecen el servicio de adaptación de lentes de contacto. Entre estos parámetros, cada vez se da más peso a los conceptos de sagita y AEC. Poder analizar el AEC de forma objetiva con una LH, material con el que ya cuentan la totalidad de las ópticas, permitiría añadir sin coste alguno este parámetro para mejorar las adaptaciones.

3. HIPÓTESIS

Se puede cuantificar el AEC de forma reproducible a partir de imágenes tomadas con LH y posterior su tratamiento y procesado con un algoritmo creado con el software Matlab®

4. OBJETIVOS

1. Cuantificar el AEC inferior de diferentes sujetos a partir de imágenes de sección corneal tomadas con LH.
2. Comprobar la repetitividad inter-observador del método de cálculo del AEC.

3. METODOLOGÍA

3.1. Diseño del estudio y selección de la muestra

Este estudio se ha realizado con la participación de alumnos del 2º curso del grado de Óptica y Optometría de la Universidad de Zaragoza. Las medidas se realizaron en los gabinetes de Óptica y Optometría situados en la Facultad de Física de la Universidad de Zaragoza. El único criterio de selección de los pacientes fue que quisieran participar. Los participantes fueron informados de la metodología y el proceso que se iba a llevar a cabo y colaboraron voluntariamente en el trabajo tras haber firmado un consentimiento informado. Los objetivos, metodología y tratamiento de datos empleados en este estudio fueron aprobados por el Comité Ético de Investigación Clínica de Aragón (CEICA)

3.2. Adquisición de imágenes del perfil ocular con LH

Todas las imágenes que se realizaron con la LH se realizaron bajo las mismas condiciones de iluminación. Las imágenes se tomaron por la misma persona en diferentes días según la disponibilidad de los participantes, pero siempre siguiendo el mismo procedimiento:

- 1) Con la iluminación ambiente alta, se ajustaron los oculares de la LH a medida del examinador y se ajustó la altura del instrumento para que el paciente estuviera en la posición adecuada.
- 2) Se pidió al paciente que colocara barbilla y frente en la mentonera y en el reposa frente respectivamente, terminando de ajustar la LH a su altura y una vez colocado se le pidió mirar de frente.
- 3) Para obtener una imagen del perfil del globo ocular, donde se puede observar el AEC, se colocaron los brazos de la LH a 90° entre sí, y quedando el brazo de observación perpendicular al ojo y eje visual del sujeto. Con la fuente de iluminación lo más ancha posible, el difusor colocado, y el mínimo aumento (en este caso 6,3x) se buscó una posición en la que se observaba el ojo lo más completo posible.
- 4) Una vez estaba el ojo enfocado y centrado en cámara se comprobaba antes de hacer la fotografía que se veía la pupila completa y que no había brillos ni

zonas oscuras en la imagen que pudieran influir en su posterior procesamiento. A la hora de tomar la imagen se bajaba un poco el párpado inferior para tener mayor campo y perspectiva del **AEC inferior** y se pedía al sujeto que mantuviera el ojo lo más abierto posible. Las imágenes se tomaron aleatoriamente del OD o del OI de cada participante.

- 5) A la hora de capturar las imágenes se tomaban varias seguidas y se comprobaba que tuvieran buena iluminación, estuvieran bien enfocadas y que no tuvieran reflejos, si las imágenes no habían salido como lo previsto se comprobaba el ángulo entre los brazos de observación y de iluminación, se volvía a colocar al paciente y se repetía la toma de imágenes hasta que cumplieran los requisitos.
- 6) Las imágenes que se obtuvieron se almacenaron en un USB para después elegir las tres mejores de cada participante y analizarlas para el estudio.

3.3. Procesamiento de imágenes para la obtención del valor de AEC

Las imágenes obtenidas mediante LH fueron procesadas con un código creado específicamente para la cuantificación del AEC con el software Matlab.

3.3.1. Obtención del AEC mediante LH

De forma parecida al protocolo que siguieron Bo Tan et al. Se desarrolló un algoritmo Matlab (MathWorks) que permitía, en primer lugar, detectar la pupila de forma semiautomática. Una vez localizada, el código creaba dos áreas de interés (ROI), una localizada en el perfil corneal, otra en el perfil escleral. Se aplicó un filtro para la detección de bordes, dentro de cada ROI, y posteriormente se calculaba la inclinación del borde detectado dentro de la ROI respecto la horizontal. De esta manera se obtenían los valores de inclinación corneal y escleral como en el estudio de Van der Wolp, y a partir de estos datos se calculaba el valor del AEC mediante la ecuación:

$$\text{AEC} = 180^\circ - \text{inclinación esclera} + \text{inclinación cornea}$$

3.4. Creación de una base de datos y análisis estadístico

Se creó una base de datos Excel en la que se incluyeron los resultados del valor del AEC inferior obtenido mediante el programa Matlab para cada imagen de cada paciente, denominando las medidas como m1, m2 y m3.

El análisis estadístico se llevó a cabo utilizando el software IBM SPSS 20. La normalidad de la distribución de los datos se verificó mediante la prueba de Shapiro-Wilk ($n < 50$). Dado que la muestra era pequeña y no seguía una distribución normal, se emplearon pruebas no paramétricas y para una mejor comprensión de los resultados se presentaron en términos de media y desviación estándar.

La significación de la diferencia entre las medidas se evaluó utilizando la prueba de Mann-Whitney, considerando un valor $p < 0,05$ como estadísticamente significativo.

La repetitividad se examinó mediante el coeficiente de repetibilidad (CoR) y el coeficiente de variación (CoV) entre las medidas. La repetitividad es la capacidad de obtener resultados consistentes y similares cuando las medidas se realizan en las mismas condiciones, lo que aporta validez a los datos. Un CoV más cercano a cero indica una mejor repetitividad de los resultados. Un CoR alto indica poca variabilidad entre las medidas repetidas, lo que sugiere alta precisión.

4. RESULTADOS

Se realizaron un total de 36 exploraciones con LH, correspondientes a 32 ojos derechos y 4 ojos izquierdos, en las cuales se obtuvieron un total de 108 imágenes del perfil ocular como se aprecia en la figura 6.



Figura 6. Imagen tomada con LH en este estudio

También hubo imágenes que se capturaron con brillos, mal enfocadas y sin que se reconociera la pupila completa como muestra la Figura 7, por lo que no se llegaron a procesar.

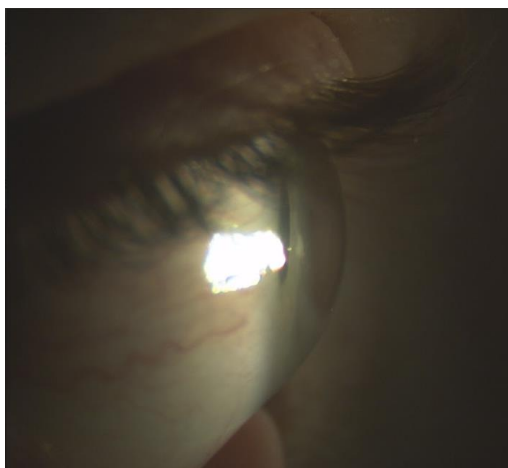


Figura 7. Imagen tomada con LH que fue descartada del estudio por estar mal angulada, con brillos en la pupila y con las pestañas tapando el borde superior de la pupila.

Los valores obtenidos tras procesar las imágenes con LH en Matlab se recogieron en una tabla como se muestra en la Tabla 1, en la que aparece también el valor medio de cada participante sacado a partir de las tres medidas que se procesaron.

El rango de valores que se recoge en la media de los participantes del AEC inferior es de 170° a $188,3^\circ$; con una media de $176^\circ \pm 1,50^\circ$. La diferencia entre los resultados de las tres medidas para un mismo participante, exceptuando al participante 32, que entre medidas hay una diferencia de 12° , en ningún otro participante supera los 5° . La repetitividad intra-observador muestra un CoR de 2,17, y un CoV de 0,62%,

		AEC medido con LH				
Participante	Ojo explorado	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Media de las 3 medidas del AEC	Desviación Estándar
1	OD	179	180	180	179,6°	0,58
2	OD	179	179	176	178°	1,73
3	OD	172	174	172	172,6°	1,16
4	OD	170	169	172	170,3°	1,53
5	OD	175	173	171	173°	2,00
6	OD	179	177	177	177,6°	1,16
7	OD	174	178	177	176,3°	2,08
8	OD	178	176	176	176,6°	1,16
9	OD	174	170	174	172,6°	2,31
10	OD	170	171	169	170°	1,00
11	OD	174	174	173	173,6°	0,58
12	OD	176	173	173	174°	1,73
13	OD	172	173	173	172,6°	0,58
14	OD	173	172	173	172,6°	0,58
15	OD	172	172	172	172°	0,00
16	OD	171	173	173	172,3°	1,16
17	OD	179	181	178	179,3°	1,53
18	OD	175	176	176	175,6°	0,58
19	OD	174	173	173	173,3°	0,58
20	OD	175	173	175	174,3°	1,16
21	OD	171	169	170	170°	1,00
22	OD	170	171	172	171°	1,00
23	OD	180	179	181	180°	1,00
24	OD	176	174	175	175°	1,00
25	OD	180	180	179	179,6°	0,58
26	OD	177	177	177	177°	2,52
27	OD	172	172	172	172°	2,31
28	OD	175	176	175	175,3°	0,58
29	OD	173	178	176	175,6°	2,52
30	OD	175	175	171	173,6°	2,31
31	OD	177	178	177	177,3°	0,58
32	OD	186	182	174	180,6°	6,11
33	OI	189	187	189	188,3°	1,16
34	OI	188	189	188	188,3°	0,58
35	OI	184	184	184	184°	0,00
36	OI	182	183	182	182,3°	0,58

Tabla 1. Valores del AEC obtenidos en cada medida de cada participante con su valor medio.

5. DISCUSIÓN

En la adaptación de LCs es importante considerar las características de la superficie ocular de cada portador. Para poder tener en cuenta características individuales de cada usuario, como el AEC, este estudio pretende ofrecer un método de cuantificación del mediante el uso de LH, instrumento ya presente en todo gabinete, y que ya es parte fundamental del proceso de adaptación de LC. (10)

5.1. Comentarios sobre el diseño del estudio y la selección de la muestra

En este estudio se ha optado por el uso de la LH, instrumento que ya forma parte de la evaluación de la adaptación de LC y que está presente en todos los gabinetes que ofrecen adaptaciones de LC. El manejo de la LH es relativamente sencillo y no requiere de excesiva colaboración por parte del examinado, por lo que el número de errores o fallos de medida que se puedan dar con esta técnica son reducidos. La elección de la muestra estuvo determinada por la voluntad que mostraron los alumnos de participar en el estudio, siendo todos pacientes jóvenes y sanos. Algunos de los participantes sí que son portadores habituales de LCs pero no era el caso para todos ellos, además no afecta a la medición del AEC que nos interesa en este estudio ya que el objetivo es cuantificarlo, independientemente del uso o no que hagan de LCs. Los participantes no tenían por qué cumplir unas condiciones específicas para ser seleccionados, lo que sí que se pidió a los portadores de LC es que el día de la toma de medidas no las llevaran puestas para que no pudieran interferir en la medida.

La muestra sobre la que se ha realizado este estudio es pequeña y poco diversa, ya que los 36 participantes eran personas jóvenes, en su gran mayoría caucásicos y sin patologías. El desarrollo de otros estudios contempla una muestra mayor y más diversa, en cuanto a edad, etnia y patología es necesario para poder llevar estos hallazgos a todos los portadores de LCs. Aunque ya hay estudios que presentan muestras más amplias, que recogen datos de varias nacionalidades o que estudian patologías concretas como el queratocono. (10)(12) (21)

5.2. Comentarios sobre la metodología

Se realizaron varias medidas de cada participante con la LH y se seleccionaron las tres que mejores condiciones de iluminación, enfoque, brillos, y en las que se distinguía mejor la pupila, con el objetivo de mejorar el código para el procesamiento de las imágenes. (8)(21)

A la hora de realizar las medidas se tuvieron problemas de espacio para poder colocar los brazos de iluminación y observación perpendiculares entre sí ya que en los gabinetes

que se realizaron las medidas, sobre la mesa de la LH, también se encuentra un queratómetro que impedía la colocación necesaria de la LH para realizar las medidas tal y como se describe en la metodología diseñada para el estudio. Para solucionar este problema se optó por cambiar la posición de los participantes, haciéndoles mirar a un punto situado en uno de los laterales del gabinete, dependiendo del ojo al que se le estaban tomando medidas, para poder obtener una imagen del perfil del AEC inferior sin necesidad de tener los brazos de la LH a 90°.

Para conseguir que el ojo del paciente estuviera con la mirada al frente aun mirando hacia un lado se colocó un punto de referencia en la pared, pero dependiendo de la altura o de la postura que adoptaban los participantes no siempre era efectivo. Para futuros estudios sería más conveniente realizar las medidas con una LH que no comparta espacio con otro aparato, para tener más libertad de movimiento con los brazos de iluminación y observación, para la comodidad del paciente, y para que resulte más fácil, fiable y reproducible la toma de datos.

La colaboración de los participantes fue más determinante a la hora de tomar medidas debido a este cambio en la metodología, siendo en algunos casos más complicado que mantuvieran la mirada en el punto de fijación con los ojos bien abiertos al tener que estar girados. Entre las tomas de imágenes se dejaba descansar a los sujetos y tras el aprendizaje de las primeras medidas, la colaboración era la adecuada y las imágenes tomadas válidas.

Todos los métodos mencionados en este estudio (LH, OCT, ESP y topógrafo) son no invasivos y de alta precisión en cuanto a los resultados, aunque para el OCT es necesaria la instilación de fluoresceína y la cuantificación del AEC mediante LH, que se realiza hasta ahora, es subjetiva. En este estudio entra en juego la subjetividad del examinador en cuanto a la toma de imágenes, que se tiene que estar seguro de que van a ser procesables para no tener que repetirlas, pero la cuantificación posterior se trata de un proceso objetivo y computarizado como en los demás métodos. (10)(12)(19)(21)

5.3. Comentarios sobre los resultados

Hemos observado, como resultado principal, que es posible cuantificar el AEC mediante el procesamiento en Matlab de imágenes tomadas con LH, sin embargo, sería necesario hacer nuevas adquisiciones, en diferentes condiciones y por otro examinador, para asegurarnos que el procedimiento es correcto. Sería interesante poder comparar los valores obtenidos con los obtenidos por otros procedimientos como el ESP y/o procesamiento de imágenes de OCT.

Nuestros resultados muestran que es posible cuantificar el AEC inferior mediante LH, pero los valores obtenidos, aunque se muestran valores consistentes y repetibles, hay una pequeña variación en algún caso entre las muestras, por lo que habría que investigar también la significancia clínica de la variación del valor de los AEC tanto en la medida como a la hora de la adaptación para poder ajustar la metodología si fuera necesario.

Hay otros estudios como los nombrados a lo largo de este trabajo que analizan y cuantifican el AEC de distintas maneras y con muestras más diversas. Todos los estudios nombrados, han determinado una falta de simetría rotacional a lo largo del AEC que implica inadaptaciones y peor calidad visual de lo que se espera de una LC.(10)(12)(19)(21)

Sería interesante poder registrar imágenes con LH de otras zonas del limbo, nasal, temporal y superior para ser capaces de cuantificar el AEC en toda su extensión, ya que no es una estructura continua a lo largo de toda la superficie ocular, también sería interesante saber si existe una correlación entre los diferentes cuadrantes para poder estimar la totalidad del AEC únicamente tomando medidas de uno solo y así poder obtener más información que pueda ayudar a una mejor adaptación.

En el futuro, además de validar y mejorar el método de cuantificación del AEC que se ha llevado a cabo en este estudio, se necesita indagar en la significancia clínica de la altura sagital de las LC según el AEC y en encontrar un método lo más objetivo y repetible posible, teniendo en cuenta muestras de todas las edades, con o sin patologías y de diversas etnias.

Tanto el OCT, el ESP o los topógrafos son instrumentos capaces de medir y cuantificar el AEC, pero estos instrumentos no están al alcance todas las ópticas que ofrecen el servicio de adaptaciones de LC, en este estudio se intenta buscar un método de cuantificación del AEC que pueda realizarse en cualquier óptica para brindar a los usuarios de LC de la ventaja que es incorporar el AEC a sus adaptaciones.

6. CONCLUSIONES

Primera.

En este trabajo se ha utilizado un algoritmo capaz de procesar imágenes obtenidas mediante LH para la cuantificación del AEC inferior.

Segunda.

La repetitividad inter-observador del método de cálculo del AEC realizado en este estudio es alta pero son necesarios nuevos estudios para valorar la exactitud y repetitividad intra-observador.

BIBLIOGRAFÍA

1. Cardona G, Sanz JP. Publication analysis of the contact lens field: What are the current topics of interest? J Optom. 1 de enero de 2015;8(1):33-9.
2. Rev Mex Oftalmol; Septiembre-octubre 2009; 83(5):255-260
3. Eghrari AO, Riazuddin SA, Gottsch JD. Overview of the Cornea: Structure, Function, and Development. Prog Mol Biol Transl Sci. 1 de enero 2015; 134:7-23.
4. Pérez Cortes CR, Briñez González JE, Gonzalez. Caracterización de la Altura Sagital tomada con Pentacam de los pacientes diagnosticados con Ectasia Corneal en la Clínica de Optometría de la Universidad de La Salle. Marzo 2021
5. Van der Wolp E. Revivir el arte de adaptar lentes de contacto blandas. 1de septiembre 2013
6. Schornack M. Hydrogel contact lens-induced corneal warpage. Contact Lens and Anterior Eye. 2003;26(3):153-9.
7. De La Hoz Wamba A. Estudio de los cambios geométricos de las lentes de contacto blandas tras su uso mediante OCT study of changes in the geometry of soft contact lenses after use by means of OCT. 2022
8. Van Der Worp E. A Guide to Scleral Lens Fitting. Scleral Lens Education Society. 2010
9. C-FORM-vVISELL. Guía de adaptación. Conóptica
10. Hall LA, Young G, Wolffsohn JS, Riley C. The influence of corneoscleral topography on soft contact lens fit. Investigative Ophthalmology & Visual Science. 2011;52(9):6801-6.
11. Bandlitz S, Bäumer J, Conrad U, Wolffsohn J. Scleral topography analysed by optical coherence tomography. Cont Lens Anterior Eye. 2017 Aug;40(4):242-247.
12. Tan B, Graham AD, Tsechpenakis G, Lin MC. A novel analytical method using OCT to describe the corneoscleral junction. Optometry and Vision Science. 2014;91(6):650-7.
13. Herrero Hernandez S, Cardona G, Royo S. Tomografía corneal aplicada a la adaptación de lentes de contacto rpg esclerales. 2011.
14. Stortelder R, Rojas J, Piñero DP. A theoretical approach to estimate the impact of the corneo-scleral junction angle on ocular sagittal height. 2023.
15. Macedo de Araújo RJ, van der Worp E, González-Méijome JM. In vivo assessment of the anterior scleral contour assisted by automatic

- profilometry and changes in conjunctival shape after miniscleral contact lens fitting. *Journal of Optometry*. 1 de abril de 2019;12(2):131-40.
16. Merino M. Herramientas actuales de imagen in vivo para el diagnóstico del síndrome de insuficiencia límbica. Mayo 2022
 17. The Vision Care Institute of Johnson & Johnson Medical. Examen con lámpara de hendidura.
 18. Fan R, Chan TCY, Prakash G, Jhanji V. Applications of corneal topography and tomography: a review. Vol. 46, *Clinical and Experimental Ophthalmology*. Blackwell Publishing; 2018. p. 133-46.
 19. Tăbăcaru B, Stanca TH. Corneal topography in preoperative evaluation for laser keratorefractive surgery – a review. *Rom J Ophthalmol*. 20 de diciembre de 2020;64(4):333-41.
 20. Iskander DR, Wachel P, Simpson PND, Consejo A, Jesus DA. Principles of operation, accuracy and precision of an Eye Surface Profiler. *Ophthalmic and Physiological Optics*. 1 de mayo de 2016;36(3):266-78.
 21. Consejo A, Rojas-Viñuela J, Sebastian-Carmona J, Ezpeleta J, Piñero DP. Corneoscleral junction angle in healthy eyes assessed objectively. *Contact Lens and Anterior Eye*. 1 de junio de 2023;46(3).