



Universidad de Valladolid

FACULTAD DE CIENCIAS

Grado en Óptica y Optometría

MEMORIA TRABAJO FIN DE GRADO TITULADO

Evaluación de la adaptación de lentes de
contacto hidrofílicas mediante topografía
corneal

Presentado por Carla Pérez Sáez

Tutelado por: Sara Ortiz Toquero y Alberto López de la Rosa

Tipo de TFG: Investigación

En Valladolid a, 7 de Mayo de 2025.

ÍNDICE

ÍNDICE

RESUMEN	[3]
ABSTRACT	[4]
CAPÍTULO 1 INTRODUCCIÓN.....	[5]
CAPÍTULO 2 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	[7]
2.1. HIPÓTESIS	[7]
2.1. OBJETIVOS	[7]
CAPÍTULO 3 MATERIAL Y MÉTODO	[8]
3.1. TIPO DE ESTUDIO Y ANÁLISIS ÉTICO	[8]
3.2. MUESTRA	[8]
3.3. MATERIAL	[8]
3.4. EVALUACIÓN CLÍNICA	[10]
3.5. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	[11]
CAPÍTULO 4 RESULTADOS	[12]
CAPÍTULO 5 DISCUSIÓN	[15]
CAPÍTULO 6 CONCLUSIONES	[17]
BIBLIOGRAFÍA	[18]
ANEXOS	[20]
Anexo 1 Aprobación del estudio por el Comité Ético	[20]

RESUMEN

Objetivo: El propósito de este estudio fue evaluar si la topografía corneal por reflexión puede ser utilizada como un método objetivo para valorar la adaptación de lentes de contacto hidrofílicas con diferentes radios base (8,50 mm y 9,00 mm) en la superficie ocular, comparando las variaciones en la curvatura corneal medida por el topógrafo.

Material y Métodos: Se incluyeron sujetos sanos mayores de edad, excluyendo a aquellos con patologías oculares activas o uso de lentes de contacto en el momento de la visita. Se utilizó el dispositivo MYAH (Topcon EU, Japón), empleando la topografía por reflexión para medir la curvatura corneal en los meridianos de 2, 3, 4, 5, 6 y 7 mm centrales. Se adaptaron las lentes de contacto 1 Day Acuvue Moist con radios base de 8,5 mm y 9,0 mm. A cada sujeto se le realizó una anamnesis y examen optométrico inicial. Se realizaron topografías corneales y una evaluación subjetiva con lámpara de hendidura para evaluar la adaptación de las lentes. Se repitió el proceso para ambas lentes en el mismo ojo, adaptadas en orden aleatorio.

Resultados: En este estudio participaron un total de 30 sujetos, sin embargo se tuvieron que excluir 3 sujetos por lo que la muestra finalmente analizada fueron de 27, de los cuales 10 eran hombres (37,04%), mientras que los 17 restantes eran mujeres (62,96%). La media de edad fue de $33,63 \pm 15,18$ años. Únicamente se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre las lentes con radio base 8,5 mm y 9,0 mm en los valores queratométricos Sim-K plano ($7,76 \pm 0,20$ mm y $7,77 \pm 0,20$ mm, respectivamente, $p = 0,006$), en el K plano a 2 mm ($7,74 \pm 0,20$ y $7,76 \pm 0,19$, $p = 0,039$), en el K plano a 3 mm ($7,74 \pm 0,20$ y $7,77 \pm 0,19$, $p = 0,003$), en el K plano a 6 mm ($7,81 \pm 0,19$ y $7,82 \pm 0,19$, $p = 0,021$) y por último en el K curvo a 6 mm ($7,63 \pm 0,20$ y $7,64 \pm 0,20$, $p = 0,002$).

Conclusiones: La topografía corneal por reflexión no mostró suficiente validez clínica para evaluar la adaptación de lentes de contacto hidrofílicas con diferentes radios base. Es necesario explorar otras metodologías para una evaluación más precisa y objetiva de la adaptación de lentes de contacto.

ABSTRACT

Objective: The purpose of this study was to evaluate whether Placido disk corneal topography can be used as an objective method to assess the fitting of hydrogel contact lenses with different base curves (8.50 mm and 9.00 mm) on the ocular surface, by comparing variations in corneal curvature measured by the topographer.

Materials and Methods: Healthy adult subjects were included in the study. Those with active ocular pathologies or current contact lens wear at the time of the visit were excluded. The MYAH device (Topcon EU, Japan) was used, employing Placido disk-based topography to measure corneal curvature in the central 2, 3, 4, 5, 6, and 7 mm meridians. 1 Day Acuvue Moist lenses with base curves of 8.5 mm and 9.0 mm were fitted. Each subject underwent a case history and an initial optometric examination. Corneal topographies and a subjective slit-lamp evaluation were performed to assess lens fitting. The process was repeated for both lenses in the same eye.

Results: A total of 30 subjects participated in the study; however, 3 were excluded, resulting in a final sample of 27 subjects, of whom 10 were male (37.04%) and 17 were female (62.96%). The mean age was 33.63 ± 15.18 years. Statistically significant differences were found between the lenses with 8.5 mm and 9.0 mm base curves in the Sim-K flat keratometry values (7.76 ± 0.20 mm and 7.77 ± 0.20 mm, respectively, $p = 0.006$), the flat K at 2 mm (7.74 ± 0.20 and 7.76 ± 0.19 , $p = 0.039$), at 3 mm (7.74 ± 0.20 and 7.77 ± 0.19 , $p = 0.003$), at 6 mm (7.81 ± 0.19 and 7.82 ± 0.19 , $p = 0.021$), and finally in the steep K at 6 mm (7.63 ± 0.20 and 7.64 ± 0.20 , $p = 0.002$).

Conclusions: Placido disk-based corneal topography did not show sufficient clinical validity to assess the fitting of hydrogel contact lenses with different base curves. The need to explore other methodologies for a more accurate assessment of contact lens fitting is suggested.

1. INTRODUCCIÓN.

El ámbito de la contactología y por ende, las lentes de contacto (LCs), han crecido de forma exponencial en los últimos tiempos en cuanto al número de usuarios a nivel global y en cuanto a evidencia científica¹. Esto no solo ocurre por ser una alternativa idónea a las lentes oftálmicas o a la cirugía refractiva para corregir las ametropías, sino por ser una forma fiable y efectiva para compensar errores refractivos, aunque también posean cierta ventaja estética en comparación con los métodos convencionales².

Existen dos grandes grupos de LCs, las LCs hidrofílicas (LCH) y las LCs rígidas permeables al gas (LCRPG). Las ventajas de las LCH es que poseen un gran porcentaje de agua en su composición, gracias a esto son mucho más cómodas incluso al comienzo de su utilización³ por lo que su tiempo de adaptación es menor al que corresponde a las LCRPG⁴. Las LCH transportan buena cantidad de oxígeno, sobre todo las de hidrogel de silicona, minimizando el riesgo de hipoxia corneal al tener que corregir ametropías altas, aunque las LCRPG tienen un paso de oxígeno muy superior. Las desventajas principales de las LCH como norma general son la tendencia a deshidratarse y la acumulación de depósitos en su superficie. Sin embargo, en contraposición a las LCH, las LCRPG proporcionan una mejor calidad de visión, mayor duración, mejor corrección del astigmatismo, mayor permeabilidad al oxígeno, menor riesgo de acumulación de depósitos y agentes infecciosos, aunque presentan un tiempo de adaptación mucho más largo e incómodo.

Para realizar una buena adaptación de las LCs se debe realizar un exhaustivo estudio de la superficie ocular del usuario (estado general, estudio de los parámetros corneales, etc.), determinar el material y propiedades de las LCs más idóneas que se adapten a las necesidades del paciente, así como realizar los cálculos pertinentes para determinar los parámetros de la LC a adaptar (diámetro, radio base de la lente, etc)⁵. Si todos estos factores no se tienen en cuenta a la hora de realizar una adaptación de LC se pueden ocasionar complicaciones en la superficie ocular que crean un gran abanico de sintomatología en el usuario.

Si la adaptación de las LCs se realiza de forma incorrecta (radio base mayor del necesario o diámetro inadecuado, por ejemplo), podría ocurrir que la LC quedase demasiado abierta y con mucho movimiento durante el parpadeo, lo que podría ocasionar al paciente fluctuaciones en la visión, sensación de cuerpo extraño, descentramientos de la LC, además de ocasionarle al paciente mucha incomodidad al portar las LCs⁶. De un modo opuesto ocurriría si la LC estuviese excesivamente cerrada (radio base de la lente menor del necesario), podría causar complicaciones como hipoxia, hiperemia límbica, e incluso en los casos más graves neovascularización corneal que es una patología irreversible que altera la transparencia de la córnea y la agudeza visual del usuario. Otra consecuencia destacable que podría ocasionar una mala adaptación de las LCs sería la sensación de incomodidad ocular durante el uso de LC, que es una de las complicaciones más comunes, con aproximadamente un 40% de los usuarios de LCH reportando esta molestia⁷.

Para realizar una buena adaptación de las LCs debe existir un equilibrio entre diseño, material, humectabilidad, transmisibilidad al oxígeno, etc, para intentar conseguir que esta forma de corregir ametropías logre poseer la eficacia, comodidad y seguridad que el usuario demanda⁸.

Hoy en día, el cálculo de las LC se basa en ensayo y error a partir de los parámetros corneales del usuario al que se le van a adaptar estas, teniendo en cuenta entre otras cosas, la tonicidad de los párpados, el diámetro de iris visible, la curvatura corneal o la refracción, y se calcula el radio base ideal con un diámetro de LC concreto. Posteriormente es necesario evaluar de forma subjetiva si la LCH se adapta bien a la superficie ocular del usuario, en cuanto a su posición y movimiento con el parpadeo en todas las posiciones de mirada, para observar si está correctamente adaptada. Puesto que la LC se calcula a partir de los radios corneales pero la LC realmente apoya en la esclera, la evaluación subjetiva de la adaptación cobrará más importancia que el cálculo teórico. Además, no se puede finalizar la adaptación de LCs sin antes haber medido la agudeza visual del paciente y sin haber tenido en consideración su opinión subjetiva acerca de la comodidad con dichas LCs⁴.

En este estudio se plantea utilizar la topografía corneal para evaluar la adaptación de LCH. El método de topografía utilizado es la topografía por reflexión o topografía por discos de Plácido, que se basa en una técnica utilizada para analizar la forma de la superficie anterior de la córnea mediante la proyección de anillos concéntricos de luz sobre la misma, de forma que la imagen reflejada de estos anillos se captura y evalúa para calcular la curvatura de la córnea a lo largo de los distintos meridianos que la componen. A raíz de esta información, se crean mapas topográficos en los que se representan las variaciones de curvatura mediante escalas de color. Este tipo de topografía se usa de forma extensa en la evaluación clínica para la adaptación de LC y la detección de irregularidades corneales, entre otras utilidades⁹. No obstante, evaluar la topografía con las LCH adaptadas podría aportar información valiosa sobre la adaptación de las lentes.

Actualmente, no existe ningún método objetivo para evaluar la correcta adaptación de LCHs, por lo que cabe destacar que una forma objetiva de evaluar la adaptación de LCH podría cambiar la práctica profesional, obteniendo información más precisa y fiable, por ende, en este estudio se plantea un nuevo método objetivo de evaluación de la adaptación de LCH mediante la realización de varias topografías corneales por reflexión con el fin de observar diferencias queratométricas entre LCs de distinto radio base.

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.

2.1 HIPÓTESIS.

La adaptación de LCH sobre la superficie ocular se puede valorar de forma objetiva realizando una topografía corneal de reflexión durante el proceso de adaptación de las LCs.

2.2 OBJETIVOS.

- Adaptar y evaluar de forma subjetiva dos LCH de diferente radio en el mismo ojo de cada sujeto.
- Realizar una topografía corneal de reflexión sobre cada una de las LCH adaptada.
- Comparar la queratometría simulada y los hemimeridianos obtenidos con el topógrafo en cada una de las adaptaciones de LC con diferente radio, en los diferentes diámetros corneales, desde 2 mm hasta 7 mm centrales, valorando en cada uno de ellos los meridianos plano y curvo.

3. MATERIAL Y MÉTODO.

3.1 TIPO DE ESTUDIO Y ANÁLISIS ÉTICO.

Este trabajo ha sido aprobado por el Comité Ético de Investigación Clínica del Área de Salud Este de Valladolid (Anexo 1) cumpliendo siempre la declaración de Helsinki. Se ha realizado un estudio clínico experimental, randomizado, transversal y prospectivo.

3.2 MUESTRA.

La muestra poblacional de este estudio ha sido de 30 sujetos sanos y mayores de edad dispuestos a participar en la recogida de datos, previamente habiendo entendido y firmado el consentimiento informado correspondiente.

Se excluyeron a todos aquellos sujetos que usaran las LCs el día de la visita, que tuvieran cualquier patología ocular activa de la superficie ocular, que hubieran sido intervenidos de cirugía ocular, con diagnóstico de irregularidad corneal, que padecieran enfermedades sistémicas que contraindiquen el uso de LCs, que tuvieran historia de alergia con efecto sobre la superficie ocular o usasen medicación habitual tópica ocular y/o sistémica que pueda afectar a la superficie ocular.

3.3 MATERIAL.

En este estudio se ha empleado el instrumento multifunción MYAH (Topcon EU, Visia Imaging, Japón), que forma parte del equipamiento de las prácticas del Grado de Óptica y Optometría de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Valladolid. El dispositivo MYAH (Figura 1) permite medir la curvatura corneal con topografía de discos de Plácido.

Figura 1. Imagen del dispositivo multifunción MYAH (Topcon EU, Visia Imaging, Japón)

Fuente:

<https://www.medicalexpo.es/prod/topcon-healthcare/product-77876-1095332.html>



Concretamente el dispositivo MYAH proyecta 24 anillos concéntricos de luz (Figura 2) sobre la superficie anterior de la córnea que actúa como un espejo convexo, por lo tanto, el reflejo es capturado por cámaras y procesado punto a punto por un software calculando el perfil geométrico correspondiente.



Figura 2. Imagen de los círculos concéntricos procedentes de los discos de Plácido al realizar una topografía corneal con el dispositivo MYAH.

Las LCH utilizadas en el estudio fueron las lentes 1 Day Acuvue Moist monofocales de la marca Johnson & Johnson, de uso desechable diario, con un radio base de 8,5 mm y 9,00 mm, de material etafilcon A, con un porcentaje de agua del 58% y una permeabilidad al gas de 25,5 DK/t. Todas las lentes adaptadas en el estudio tuvieron una potencia de +0,50 D, y un diámetro de 14,2 mm (Figura 3).



Figura 3. Imagen de las lentes de contacto utilizadas en el estudio, 1 Day Acuvue Moist monofocales de la marca Johnson & Johnson. Fuente: <https://www.visiondirect.es/1-day-acuvue-moist>

3.4 EVALUACIÓN CLÍNICA.

El procedimiento fue llevado a cabo en una única sesión, realizando la anamnesis completa del sujeto y la exploración optométrica que incluyó la toma de la agudeza visual con la mejor corrección, refracción objetiva con autorrefractómetro y exploración de la superficie ocular con biomicroscopía de polo anterior para determinar si el sujeto era candidato óptimo para adaptar las LCs y participar en el estudio.

También se le realizó a cada uno de los sujetos del estudio el cuestionario Ocular Surface Disease Index (OSDI)¹⁰ para valorar si padecían o no el síndrome de ojo seco y para clasificar el grado en caso de que el resultado no estuviera dentro de los parámetros normales.

Además se realizó una topografía corneal basal con el instrumento MYAH antes de realizar la adaptación de la LC. Posteriormente, se procedió a adaptar ambas LCH con radios distintos. El radio base de la LCH (8,50 mm o 9,00 mm de radio base) que se adaptó primero y el ojo en el que se realizó la adaptación (derecho o izquierdo) se decidió de forma aleatoria antes de empezar el estudio. Una vez adaptada la primera LC, se esperaron 30 minutos para que el intercambio lagrimal se estabilizase y se pudiese lograr una adaptación lo más uniforme posible de ésta. Al transcurrir ese tiempo, se realizó una evaluación subjetiva con lámpara de hendidura para evaluar la adaptación de la LC, su centrado y movimiento, y acto seguido, se realizó una topografía corneal (Figura 4) para evaluar su adaptación. La escala utilizada para evaluar el centrado y el movimiento de la LC fue calificada como 0, si la posición de la LC estaba centrada, 1 si la LC está algo descentrada y 2 si está muy descentrada.

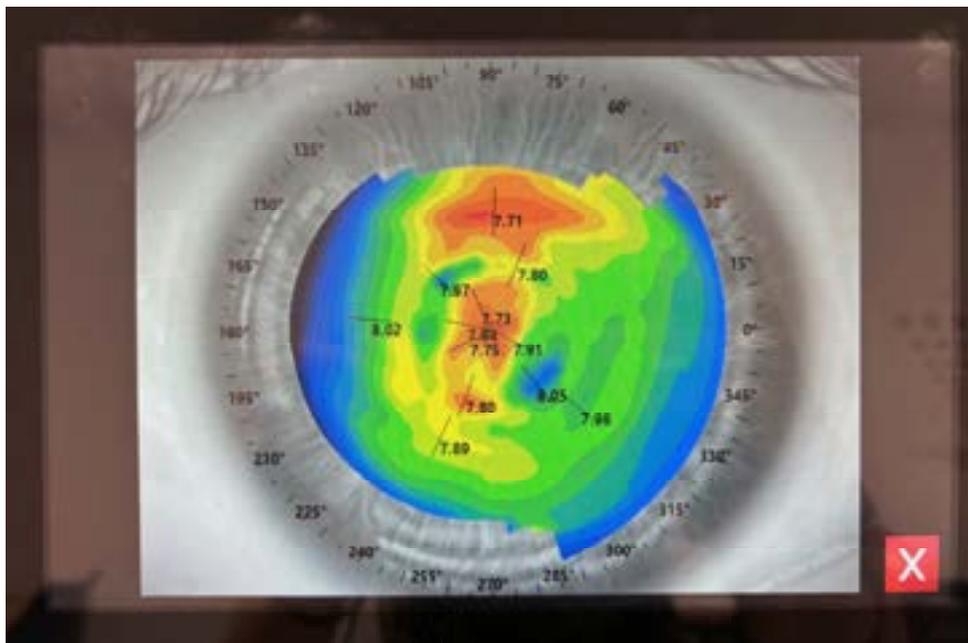


Figura 4. Topografía corneal de un sujeto tomada con el dispositivo MYAH sobre la lente de contacto adaptada.

Seguidamente se desechó la LC adaptada en el paciente y se procedió a colocar la siguiente LC con el otro radio en el mismo ojo del sujeto. Se esperó el tiempo necesario para que se estabilizase la LC en el ojo, 30 minutos, y se repitió el mismo procedimiento que con la primera LC; primero la evaluación subjetiva de la adaptación con lámpara de hendidura, del centrado y movimiento, y por último, la topografía corneal con la segunda LC.

Para la realización de este estudio se han recogido diversos parámetros de la muestra como el sexo, la edad, la agudeza visual, la esfera y cilindro de la refracción objetiva, el equivalente esférico, los valores del cuestionario OSDI, la queratometría simulada del meridiano más plano (Sim-K plano), del meridiano más curvo (Sim-K curvo) y la curvatura corneal (K) en los 2, 3, 4, 5, 6 y 7 mm centrales de la córnea en los meridianos más plano y más curvo, obtenidos de las topografías realizadas a los sujetos al adaptar las LC.

3.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

El análisis estadístico se ha realizado con el programa estadístico R (versión 4.4.3). Se utilizó el test de Shapiro-Wilk para determinar si las variables siguieron una distribución normalidad, (P-valor mayor a 0,05 se tomó como distribución normal de la muestra).

La comparación entre las variables topográficas de ambas LCs (radio 8,50 y 9,00 mm) se realizó con el test de datos pareados T-Student o Wilcoxon según si la distribución de la variable se podía considerar normal o no, respectivamente (se tomó P-valor mayor a 0,05 como estadísticamente significativo).

4. RESULTADOS.

En este estudio participaron un total de 30 sujetos, sin embargo, se tuvieron que excluir 3 sujetos por lo que la muestra finalmente analizada fueron de 27, de los cuales 10 eran hombres, mientras que los 17 restantes eran mujeres. La media de edad fue de $33,63 \pm 15,18$ años. Todos los pacientes realizaron el cuestionario OSDI con un valor medio de $10,26 \pm 10,16$ puntos. Los valores descriptivos de los parámetros visuales en la población de estudio se muestran en la Tabla 1.

Tabla 1. Valores medios de equivalente esférico, cilindro y agudeza visual (AV) con su desviación estándar.

Parámetros	Media	Desviación estándar
Equivalente esférico (en D)	-1,25	2,04
Cilindro (en D)	-0,98	0,89
AV con corrección (escala decimal)	1,19	0,20

D: dioptrías.

Los resultados de la queratometría simulada se pueden observar en la Tabla 2. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el parámetro Sim-K plano, siendo los valores mayores cuando se portaba la lente de radio base 9,00 mm ($P < 0,01$). Los valores topográficos de K plano en los distintos diámetros analizados se muestran en la Tabla 3, mostrando diferencias significativas entre ambas lentes a 2, 3 y 6 mm ($P < 0,05$). En cuanto a los resultados de K curvo (Tabla 4) únicamente se encontraron diferencias significativas en el diámetro de 6 mm ($P < 0,01$). En la Figura 5 se muestra el cambio individual observado en cada sujeto entre portar la LC de radio base 8,50 y 9,00 mm en los parámetros con resultados significativos.

Tabla 2. Valores de queratometría simulada (Sim-K) en milímetros (mm) obtenidos con el topógrafo MYAH en los meridianos corneales plano y curvo.

Parámetros	Media \pm DE	Media \pm DE	P-valor
	LC Rb 8,50 mm	LC Rb 9,00 mm	
Sim-K plano	7,76 \pm 0,20	7,77 \pm 0,20	0,006
Sim-K curvo	7,59 \pm 0,20	7,59 \pm 0,20	0,624

DE: desviación estándar, Sim-K plano: radio corneal con menor potencia obtenido de la queratometría simulada, Sim-K curvo: radio corneal con mayor potencia obtenido de la queratometría simulada, Rb: radio base de la lente de contacto.

Tabla 3. Valores de queratometría en el meridiano corneal más plano desde los 2 a los 7 mm centrales, obtenidos del topógrafo MYAH.

Parámetros	Media ± DE LC Rb 8,50 mm	Media ± DE LC Rb 9,00 mm	P-valor
K plano a 2 mm	7,74 ± 0,20	7,76 ± 0,19	0,039
K plano a 3 mm	7,74 ± 0,20	7,77 ± 0,19	0,003
K plano a 4 mm	7,77 ± 0,19	7,77 ± 0,18	0,103
K plano a 5 mm	7,78 ± 0,19	7,79 ± 0,18	0,171
K plano a 6 mm	7,81 ± 0,19	7,82 ± 0,19	0,021
K plano a 7 mm	7,87 ± 0,17	7,87 ± 0,18	0,617

DE: desviación estándar, K plano: meridiano corneal de menor potencia, Rb: radio base de la lente de contacto.

Tabla 4. Valores de queratometría en el meridiano corneal más curvo desde los 2 a los 7 mm centrales, obtenidos del topógrafo MYAH.

Parámetros	Media ± DE LC Rb 8,50 mm	Media ± DE LC Rb 9,00 mm	P-valor
K curvo a 2 mm	7,56 ± 0,25	7,58 ± 0,21	0,567
K curvo a 3 mm	7,58 ± 0,22	7,59 ± 0,21	0,861
K curvo a 4 mm	7,6 ± 0,20	7,6 ± 0,20	0,817
K curvo a 5 mm	7,61 ± 0,20	7,61 ± 0,20	0,108
K curvo a 6 mm	7,63 ± 0,20	7,64 ± 0,20	0,002
K curvo a 7 mm	7,68 ± 0,20	7,69 ± 0,21	0,324

DE: desviación estándar, K curvo: meridiano corneal de mayor potencia, Rb: radio base de la lente de contacto.

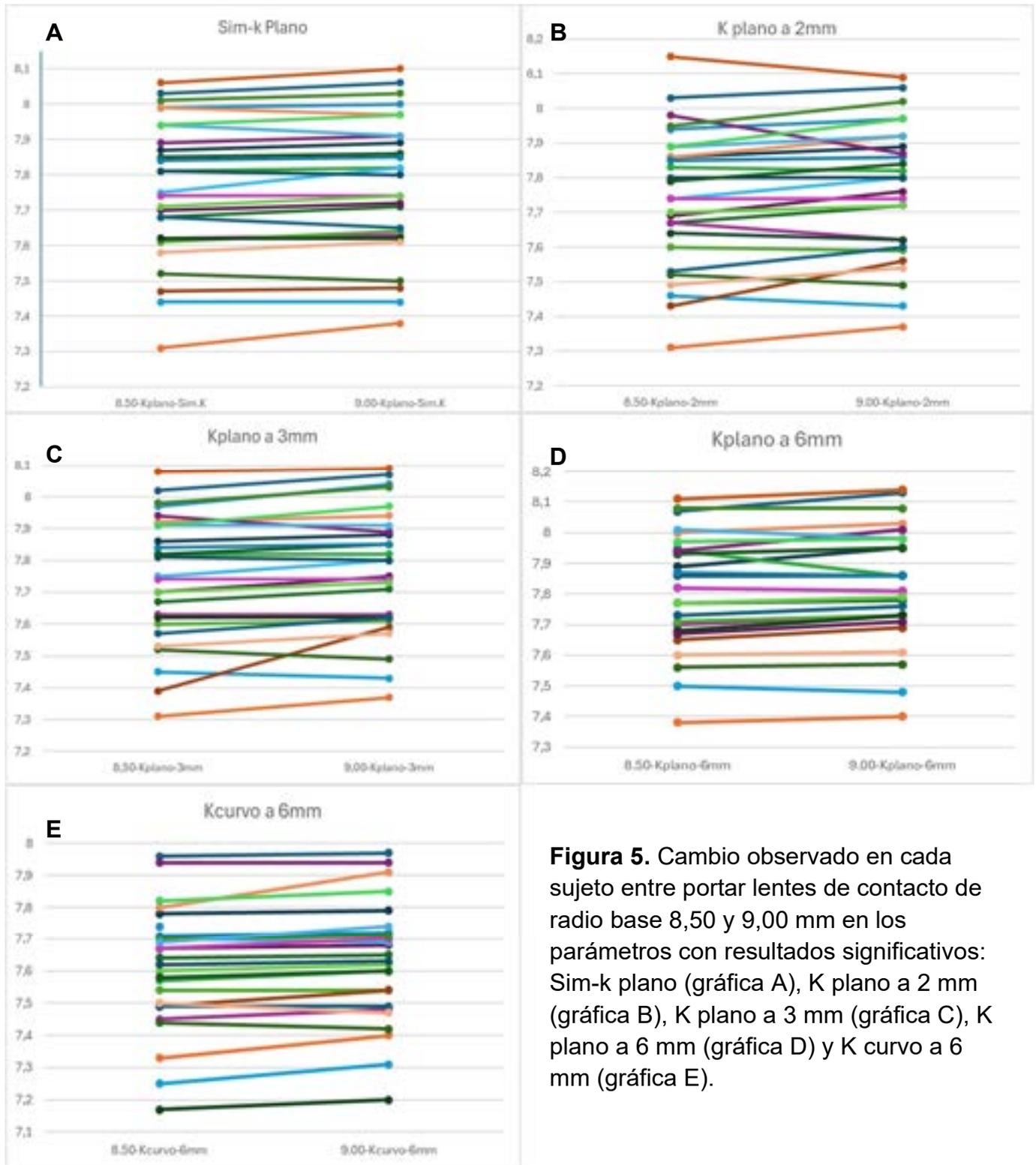


Figura 5. Cambio observado en cada sujeto entre portar lentes de contacto de radio base 8,50 y 9,00 mm en los parámetros con resultados significativos: Sim-k plano (gráfica A), K plano a 2 mm (gráfica B), K plano a 3 mm (gráfica C), K plano a 6 mm (gráfica D) y K curvo a 6 mm (gráfica E).

5. DISCUSIÓN.

El objetivo principal de este estudio ha sido evaluar la posibilidad de crear un método objetivo para la evaluación de la adaptación de LCH, mediante el análisis de topografías corneales por reflexión realizadas sobre adaptaciones de LCH con distinto radio base. La hipótesis planteada en esta investigación suponía que se observarían diferencias topográficas significativas y clínicamente relevantes entre las lentes con distintos radios de curvatura, lo que podría permitir utilizar esta técnica como herramienta objetiva para valorar el centrado de la adaptación de LCH, y en cierto modo sí que se cumple ya que sí se han observado diferencias estadísticamente significativas en algunos parámetros queratométricos entre las LCH con ambos radio base especialmente en el Sim-K plano, en el K plano a 2, 3, 5 y 6 mm, así como en el K curvo a 6 mm centrales, aunque como se explica a posteriori, no parece ser útil en la clínica.

La magnitud de las diferencias encontradas es extremadamente baja, con variaciones tan ínfimas de entre 0,01 o 0,02 mm en la mayoría de los parámetros. Además, en algunos pacientes se ha obtenido un resultado paradójico, ya que no siempre se observan mayores valores queratométricos con la LC de mayor radio base, sino que a veces ocurre lo opuesto, como se puede observar en la Figura 5. Estos resultados indican que aunque la diferencia sea estadísticamente significativa, al extrapolarlo a la práctica clínica, no son variaciones suficientes por lo que carecen de relevancia, es decir, el topógrafo no permite discriminar entre dos LCH con un radio base distinto.

Por lo tanto, la topografía corneal por reflexión no es útil como herramienta objetiva y fiable para evaluar la adaptación de LCH¹¹ en función de su radio base. Todo esto evoca que, a pesar de las diferencias geométricas al variar el radio base de las LCH estudiadas, la superficie anterior del ojo (la que detecta el topógrafo por reflexión) con LCH es muy similar al colocar una LC u otra, por eso mismo se han apreciado diferencias tan sutiles entre los parámetros sin validez clínica, lo que imposibilita detectar con fiabilidad un desajuste en la adaptación a partir de la topografía¹¹.

Una posible explicación de la ínfima diferencia observada con dichas LCH en los valores queratométricos podría ser el comportamiento de las LCH en la superficie ocular. Debido a sus propiedades físicas, ya que son altamente flexibles y por su alto contenido en agua, suelen poseer una tendencia a adaptarse mejor a la superficie ocular, ignorando los cambios de radio base realizados con ambas LCH¹². Por tanto, el topógrafo no percibe grandes variaciones en los parámetros corneales medidos en cada topografía.

Actualmente, la evaluación de la adaptación de LCs tiene un alto grado de subjetividad por la exploración a través de la lámpara de hendidura que depende del profesional, su experiencia y juicio clínico. En este estudio se ha intentado evaluar un método objetivo, pero al carecer de validez clínica el método investigado, no se puede trasladar a la práctica en contactología.

La topografía por reflexión presenta varias limitaciones, por ejemplo, no permite obtener información del círculo central oscuro que se refleja en la córnea, por lo que mide a partir de 2 mm centrales corneales¹³ o que no obtiene información directa sobre la geometría de la córnea circunferencialmente, sino a lo largo de meridianos radialmente, a diferencia de la tomografía de coherencia óptica (OCT) o la tomografía Scheimpflug¹⁴, que ambas proporcionan datos más completos.

Además, se debe tener en cuenta que en este estudio solo han participado pacientes sanos sin patologías oculares, por lo que los resultados podrían variar en caso de que se llevase a cabo otro estudio con pacientes con patologías o irregularidades corneales. Otra limitación que cabe destacar en este estudio es la potencia única de las LCH utilizadas (+0,50D), si la potencia aumentase o disminuyese podrían cambiar los resultados obtenidos con el topógrafo corneal. También se considera otra limitación el hecho de solo haber utilizado un tipo de LCH, por lo que es imposible afirmar si las diferencias obtenidas se mantendrían, aumentarían o disminuirían con otras LCH de otra casa comercial.

Será necesario en un futuro la investigación en el campo de la contactología, más concretamente en este que nos concierne, la adaptación de LCs, para poder explorar otras metodologías que integren tanto un método objetivo como una valoración subjetiva, incorporando técnicas de imagen más avanzadas como la OCT¹⁵, ampliando la muestra para mejorar la generalización de los resultados, y de esta manera, brindarle al paciente una adaptación óptima, más eficaz y que requiera menos tiempo, de sus LCs.

6. CONCLUSIONES.

En conclusión, las diferencias estadísticamente significativas encontradas en los valores queratométricos entre las LCH adaptadas con diferente radio son muy sutiles, y carecen de relevancia clínica, lo que impide emplear esta técnica para valorar de forma fiable y eficiente la adaptación objetiva de las LCH. Es decir, este método no permite distinguir con precisión si una LCH está adaptada correctamente. Por ende, podemos afirmar que la topografía corneal por reflexión parece no ser útil para diferenciar de forma objetiva la adaptación de LCH con diferente radio base.

BIBLIOGRAFÍA

1. Morgan PB, Woods CA, Tranoudis IG, et al. International contact lens prescribing in 2023. *Contact Lens Spectrum*. 2024;39:20–22,24,26–28.
2. Veys J, Meyler J, Davies I. Evaluación inicial del paciente. En: Veys J, Meyler J, Davies I. *Prácticas esenciales con lentes de contacto*. Madrid: Johnson & Johnson S.A.; 2012:7–9.
3. Insua Pereira E, Lira M. Comfort, ocular dryness, and equilibrium water content changes of daily disposable contact lenses. *Eye Contact Lens*. 2017. doi:10.1097/icl.0000000000000441.
4. de Miguel Lorenzo V. Estudio sobre adaptación de lentes de contacto RPG de gran diámetro [Internet] [Proyecto Final de Màster Oficial]. UPC, Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa; 2011.
5. Leal DJ, Ortega Dugrot Y, Castillo Rodriguez D, McPherson Cedeño E, Cairo Davis R, Alvarez Serrano N. Professional performance of the graduate in optometry and optics in the calculation and adaptation of contact lenses. *Management Montevideo*. 2024;2:6. doi:10.62486/agma20246.
6. Batlle-Ferrando S, Marín-Martínez S, Boniquet S, Sabater N. Complications associated with the use of soft contact lenses. *Semergen*. 2020;46(3):208–213.
7. Markoulli M, Kolanu S. Contact lens wear and dry eyes: challenges and solutions. *Clin Optom Auckl*. 2017;9:41–48. doi:10.2147/OPTO.S111130. PMID:30214359; PMCID:PMC6095561.
8. Castro Martínez A. Guía clínica para la adaptación de ortoqueratología (miopía y astigmatismo). 2018.
9. Bennett ES, Weissman BA. Topografía corneal y adaptación de lentes. En: Bennett ES, Weissman BA, eds. *Clinical contact lens practice*. Filadelfia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005:115–124.
10. Schiffman RM, Christianson MD, Jacobsen G, et al. Reliability and validity of the ocular surface disease index. *Arch Ophthalmol*. 2000;118:615–621.
11. Young G, Schnider CM, Hunt C, Efron S. Corneal topography and soft contact lens fit. *Optom Vis Sci*. 2010;87(5):358–366. doi:10.1097/OPX.0b013e3181d9519b.
12. Bennett ES, Weissman BA. *Clinical contact lens practice*. 2nd ed. Filadelfia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005. p.118.
13. Read SA, Collins MJ, Iskander DR. Corneal topography with Placido disc systems. *Clin Exp Optom*. 2006;89(3):127–137. doi:10.1111/j.1444-0938.2006.00044.x.

14. Smolek MK, Klyce SD. Corneal topography and its applications in refractive surgery. *Int Ophthalmol Clin.* 1993;33(3):1–18. doi:10.1097/00004397-199303330-00003.

15. Hall LA, Young G, Wolffsohn JS, Riley C. The influence of corneoscleral topography on soft contact lens fit. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2011;52(9):6801–6806. doi:10.1167/iops.11-7177.



**DICTAMEN DEL COMITÉ DE ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN CON
MEDICAMENTOS DE LAS ÁREAS DE SALUD DE VALLADOLID**

Dr F. Javier Álvarez, Secretario Técnico del COMITÉ DE ÉTICA DE LA
INVESTIGACIÓN CON MEDICAMENTOS de las Áreas de Salud de Valladolid

CERTIFICA

En la reunión del CEIm de las ÁREAS DE SALUD DE VALLADOLID del 09 de Octubre de 2024, se procedió a la evaluación del siguiente proyecto de investigación TFG:

PI-24-541- TFG	Evaluación de la adaptación de lentes de contacto hidrofílicas mediante topografiacorneal	Carla Pérez Sáez Alberto López de la Rosa Sara Ortiz Toquero
-------------------	---	--

A continuación, señalo los acuerdos tomados por el CEIm de las ÁREAS DE SALUD DE VALLADOLID en relación a dicho Proyecto de Investigación:

Este CEIm emite **DICTAMEN FAVORABLE** del citado proyecto de investigación, en la reunión celebrada el 09/10/2024 (acta nº18 de 2024).

Que el CEIm de las Áreas de Salud de Valladolid, tanto en su composición como en sus procedimientos, cumple con las normas de BPC (CPMP/ICH/135/95) y con la legislación vigente que regula su funcionamiento, y que la composición del CEIm de las Áreas de Salud de Valladolid (Hospital Clínico Universitario de Valladolid, Hospital Universitario Río Hortega, Hospital de Medina, Atención Primaria Área de Salud Valladolid Oeste y Este) es la indicada en el anexo I, teniendo en cuenta que en el caso de que algún miembro participe en el estudio o declare algún conflicto de interés no habrá participado en la evaluación ni en el dictamen de la solicitud de autorización del estudio.

Lo que firmo en Valladolid a 09 de Octubre de 2024

**ALVAREZ GONZALEZ
FRANCISCO JAVIER -**

Firmado digitalmente por ALVAREZ
GONZALEZ FRANCISCO JAVIER -

Fecha: 2024.10.14 11:44:15 +02'00'

Dr. F. Javier Álvarez.
CEIm de las Áreas de Salud Valladolid,
Hospital Clínico Universitario de Valladolid,
Hospital Universitario Río Hortega
Hospital de Medina del Campo,
Atención Primaria Área de Salud Valladolid Oeste y Este
Facultad de Medicina, Farmacología,
C/ Ramón y Cajal 7, 47005 Valladolid
alvarez@uva.es jalvarezgo@saludcastillayleon.es
<https://ceimvalladolid.es>
tel.: 983 423077



HOSPITAL CLÍNICO
UNIVERSITARIO DE VALLADOLID



HOSPITAL UNIVERSITARIO
RÍO HORTEGA



HOSPITAL
MEDINA DEL CAMPO



valladolid
este
ATENCIÓN PRIMARIA

Anexo I: Composición del CEIm de las Áreas de Salud de Valladolid

Presidente	
Emiliano Pozo Alonso.	Médico – Gerencia de las Áreas
Vicepresidenta	
Ana M ^a Sierra Santos.	Farmacéutico – AP Área Oeste
Secretario Técnico	
F. Javier Álvarez González.	Médico –Farmacología Facultad de Ciencias de la Salud
Miembros del CEIm	
Alberto Olalla Ubierna.	Miembro lego
Antonio Dueñas Laita.	Médico-farmacólogo clínico HURH
Marta Velasco González	Médico-farmacólogo clínico
Adelina del Olmo Revuelto.	Farmacéutico - HURH
Mercedes Hernando Verdugo.	Farmacéutico - HCUV
Ana M ^a Ruiz San Pedro.	Farmacéutico – AP Área Este
Juan Manuel Alonso Fernández.	Enfermería – HURH
Mercedes Fernández Castro.	Enfermería – HCUV.
Elsa Rodríguez Gabella.	Enfermería – HCUV
Baltasar Pérez Saborido.	Médico – HURH, comisión de investigación Servicio de cirugía general y del aparato digestivo
Enrique San Norberto García.	Médico – HCUV, comisión de investigación Servicio de cirugía vascular.
Julia García Miguel.	Licenciada en derecho – HCUV, comité de ética asistencial Delegada de protección de datos del CEIm
Berta López Cabeza.	Licenciada en derecho – AP Área Oeste, miembro experto en protección de datos
Leticia Sierra Martínez.	Médico – AP Área Este
Alicia Córdoba Romero.	Médico - AP Área Oeste
Virginia Carbajosa Rodríguez.	Médico - AP Área Oeste
Hortensia Marcos Sánchez.	Médico – HCUV Servicio de laboratorio
Cristina Hernán García.	Médico – HCUV Servicio de medicina preventiva y salud pública
Ángel L. Guerrero Peral.	Médico – HCUV Servicio de neurología
Rafael López Castro.	Médico – HCUV Servicio oncología
Juan Bustamante Munguira.	Médico – HCUV Servicio cirugía cardíaca
Javier Montero Moreno.	Médico – HURH Servicio de oftalmológica
Raúl López Izquierdo.	Médico – HURH Servicio urgencias
Marta Moya de la Calle.	Médico – HCUV Subdirectora Médico
M ^a Belén Cantón Álvarez.	Médico – HURH Directora Gerente
Cristina Sánchez del Hoyo	Médico - Hospital de Medina del Campo