

Comparación de dos métodos empíricos para el cálculo del radio de curvatura base en lentes de contacto blandos esféricos

Valentina Plata Cardona y Felipe Hincapié López

Trabajo de grado para optar el título de optómetra

Director

María Catalina Morón

Opt. Esp en Segmento anterior y lentes de contacto

Co director

Diana Cristina Palencia

Opt. MsC Epidemiología

Universidad Santo Tomás, Bucaramanga

División ciencias de la salud

Facultad de Optometría

2026

Dedicatoria

A mis padres, Luis Enrique Plata y Sandra Lucía Cardona, quienes fueron mi mayor ejemplo de amor, esfuerzo y perseverancia.

Por brindarme su apoyo incondicional en cada etapa de mi vida, por sus palabras de aliento en los momentos difíciles y por creer.

Este logro es tan mío como suyo, porque sin su sacrificio, comprensión y dedicación, este sueño no habría sido posible.

Gracias por enseñarme que todo esfuerzo tiene su recompensa y que los sueños se alcanzan con disciplina, fe y amor.

Este es el resultado del esfuerzo de muchas personas, voluntades con las cuales me impulsaron a lograr mis metas, a todos aquellos que fueron parte de este proceso, mis más profundos agradecimientos.

Agradecimientos

Queremos agradecer a nuestras directoras de semillero, Dra. María Catalina Morón y Dra. Diana Cristina Palencia, por su invaluable acompañamiento, dedicación y constante apoyo durante el desarrollo de este proyecto.

Su orientación, conocimiento y compromiso fueron fundamentales para alcanzar cada uno de los objetivos propuestos.

Agradecemos profundamente su disposición permanente, sus enseñanzas y el tiempo que nos brindaron con paciencia y entusiasmo, guiándonos no solo como profesionales, sino también como ejemplo de vocación y excelencia en el campo de la optometría.

Contenido

Introducción.....	12
1. Comparación de dos métodos empíricos para el cálculo del radio de curvatura base en lentes de contacto blandos esféricos.	14
1.1 Planteamiento del problema.....	14
1.2 Justificación.....	16
1.3.1 Objetivo general	17
1.3.2 Objetivos específicos	17
2. Marco teórico	18
2.1 Importancia clínica del cálculo de la curva base.....	18
2.2 Métodos empíricos de cálculo de curva base	18
2.3 Rol del HVID y nuevas tendencias en adaptación personalizada.	18
2.4 Evaluación clínica y biomecánica del ajuste de lentes blandos	20
2.5 Parámetros y pruebas complementarias en la adaptación	21
2.6. Evaluación de concordancia.....	23
3. Materiales y Método	24
3.1. Tipo de estudio	24
3.2. Área y línea de investigación	24
3.3. Población.....	25
3.4. Criterios de selección	25
3.4.1. Criterios de inclusión	25
3.4.2. Criterios de exclusión.....	25
3.5. Variables	25

3.6. Procedimiento de investigación	27
3.7. Análisis de datos	30
3.7.1. Análisis univariado	30
3.7.2. Análisis Bivariado	30
3.8. Implicaciones bioéticas	32
4. Resultados.....	34
5. Discusión.....	40
6. Conclusiones	42
7. Recomendaciones	43
Referencias.....	44
Apéndice.....	48

Lista de tablas

Tabla 1. <i>Explicacion del método 2</i>	19
Tabla 2. <i>Variables</i>	25
Tabla 3. <i>Descripcion de resultados de pruebas lagrimales</i>	34
Tabla 4. <i>Descripcion de resultados de curvaturas corneales</i>	35
Tabla 5. <i>Descripcion de resultados de medidas morfométricas</i>	35
Tabla 6. <i>Antecedentes y hábitos visuales</i>	36
Tabla 7. <i>Evaluación de superficie ocular</i>	37
Tabla 8. <i>Evaluación de comportamiento en superficie ocular en el método 1</i>	37
Tabla 9. <i>Evaluación de comportamiento en superficie ocular en el método 2</i>	38

Lista de figuras

Figura 1. <i>Gráfico de Bland-Altman</i>	40
---	----

Lista de apéndice

Apéndice A. <i>Consentimiento informado</i>	48
Apéndice B. <i>Plantilla de recolección de datos</i>,	53

Resumen

Introducción: la adaptación de lentes de contacto blandos es un procedimiento clínico habitual. Uno de los parámetros fundamentales para un ajuste exitoso es el cálculo del radio de curvatura base (BC), ya que determina la interacción fisiológica del lente con la córnea. Tradicionalmente, se ha utilizado el método de sumar 1 mm al valor de la queratometría más plana (K plano) (Método 1). Alternativamente, otros autores y fabricantes han propuesto ajustar este valor según el diámetro horizontal visible del iris (HVID), sumando entre 0.6 y 0.9 mm al K plano (Método 2), en función de la altura sagital estimada del ojo. Sin embargo, no existe un consenso universal ni suficientes estudios clínicos comparativos que validen cuál de estos métodos proporciona un mejor ajuste clínico.

Objetivo: determinar cuál de estos dos métodos empíricos de cálculo del radio de curvatura base (BC) ofrece mejores resultados clínicos de adaptación en estudiantes universitarios con córneas normales.

Materiales y métodos: se empleó un diseño de evaluación de prueba diagnóstica de corte transversal. La población estuvo constituida por 15 estudiantes de optometría (30 ojos) cursando noveno semestre en la Universidad Santo Tomás durante el primer semestre de 2025. Se excluyeron estudiantes con diagnóstico de ojo seco, alteraciones en superficie ocular (pingüécula o pterigion), cirugías refractivas previas y astigmatismos mayores a -0.75 . Cada participante fue adaptado con dos lentes blandos esféricos de idénticas características, variando únicamente el BC según el método asignado. Las evaluaciones incluyeron variables clínicas como centrado, movimiento vertical, resultado del *push-up test* y cobertura limbar, así como una calificación subjetiva de comodidad mediante escala tipo Likert.

Resultados: el análisis comparativo mostró que:

El Método 2 (K plano + 0,6–0,9 mm según HVID) demostró una mayor eficacia en el centraje de los lentes, logrando una posición más estable y uniforme sobre la córnea.

El Método 1 (K plano + 1 mm) se destacó por favorecer la movilidad del lente y obtener un mejor desempeño en la prueba de *push-up*, indicando un ajuste más dinámico y fisiológicamente saludable.

Conclusiones: ninguno de los dos métodos demostró ser absolutamente superior, sino que presentaron ventajas específicas. El Método 2 es recomendable cuando se prioriza el centrado y la estabilidad, mientras que el Método 1 resulta más adecuado cuando se busca un ajuste dinámico y mayor movilidad. La elección final debe basarse en el equilibrio clínico deseado entre estabilidad, confort y salud corneal.

Palabras clave: radio de curvatura base, Lentes de contacto blandos esféricos, Queratometría (K plano), Diámetro horizontal visible del iris (HVID).

Abstract

Introduction: soft contact lens fitting is a routine clinical procedure. One of the fundamental parameters for a successful fit is the calculation of the base curve radius (BC), as it determines the physiological interaction of the lens with the cornea. Traditionally, the method of adding 1 mm to the flattest keratometry value (K flat) has been used (Method 1). Alternatively, other authors and manufacturers have proposed adjusting this value according to the horizontal visible iris diameter (HVID), adding between 0.6 and 0.9 mm to the K flat (Method 2), depending on the estimated sagittal height of the eye. However, there is no universal consensus nor sufficient comparative clinical studies to validate which of these methods provides a better clinical fit.

Objective: to determine which of these two empirical methods for calculating the base curve radius (BC) offers better clinical fitting results in university students with normal corneas.

Materials and methods: a cross-sectional diagnostic test evaluation design was used. The population consisted of 15 optometry students (30 eyes) enrolled in their ninth semester at Santo Tomás University during the first semester of 2025. Students with a diagnosis of dry eye, ocular surface abnormalities (pinguecula or pterygium), previous refractive surgery, and astigmatism greater than -0.75 were excluded. Each participant was fitted with two identical spherical soft contact lenses, with only the base contour (BC) varying according to the assigned method. Evaluations included clinical variables such as centration, vertical movement, push-up test results, and limbal coverage, as well as a subjective comfort rating using a Likert scale.

Results: the comparative analysis showed that:

Method 2 (K-plan + 0.6–0.9 mm according to HVID) demonstrated greater effectiveness in lens centration, achieving a more stable and uniform position on the cornea.

Method 1 (flat K + 1 mm) stood out for promoting lens mobility and achieving better performance in the push-up test, indicating a more dynamic and physiologically healthy fit.

Conclusions: neither method proved to be absolutely superior; rather, they presented specific advantages. Method 2 is recommended when centration and stability are prioritized, while Method 1 is more suitable when a dynamic fit and greater mobility are desired. The final choice should be based on the desired clinical balance between stability, comfort, and corneal health.

Keywords: base curve radius, Spherical soft contact lenses, Keratometry (flat K), Horizontal visible iris diameter (HVID)

Introducción

La correcta adaptación de lentes de contacto blandos esféricos constituye un aspecto fundamental en la práctica clínica optométrica, al representar no solo un elemento clave en la compensación de defectos refractivos, sino también en la preservación de la fisiología ocular y en la prevención de complicaciones asociadas al uso prolongado de estos dispositivos. Uno de los parámetros críticos en este proceso es la selección adecuada del radio de curvatura base (CB), el cual determina la interacción entre la geometría posterior del lente y la superficie anterior del ojo. Una adaptación inadecuada puede derivar en signos clínicos como hiperemia, hipoxia, desplazamiento o incomodidad, lo que repercute negativamente en la experiencia del usuario y en la adherencia al uso del lente (1).

Tradicionalmente, la elección empírica del radio base se ha realizado a partir del valor más plano de la queratometría (K plano), sumándole un milímetro adicional, práctica extendida por su simplicidad y por ajustarse a la oferta estándar de lentes disponibles en el mercado (3,4). Sin embargo, este método ha demostrado limitaciones al no incorporar parámetros anatómicos individuales que influyen directamente en la geometría del segmento anterior ocular. Entre estos, el diámetro horizontal visible del iris (HVID) ha emergido como una variable de gran relevancia, al estar estrechamente correlacionada con la altura sagital total, parámetro determinante para la adecuación biomecánica del lente (2).

Diversas investigaciones han resaltado la importancia de incorporar el HVID como criterio complementario o alternativo al K plano, lo que ha llevado a la formulación de escalas de compensación ajustadas a este parámetro. Fabricantes como Mark'ennovy y SpecialEyes, así como autores como González-Méijome y Young, han propuesto algoritmos que permiten personalizar el diseño del lente blando de acuerdo con dimensiones oculares específicas, promoviendo una adaptación más precisa y reduciendo los índices de mal ajuste. Sin embargo, a pesar de la creciente evidencia internacional, en contextos clínicos locales —como en Colombia—, la implementación de estas metodologías permanece limitada, y la toma de decisiones clínicas continúa basada principalmente en aproximaciones empíricas tradicionales (2).

En el entorno universitario, donde los estudiantes representan una población joven, visualmente activa y en constante exposición a dispositivos digitales, la adaptación de lentes de contacto debe

responder no solo a parámetros refractivos, sino también a las particularidades anatómicas y funcionales de cada usuario. En este sentido, es necesario generar evidencia empírica que permita contrastar el desempeño clínico de ambos métodos de cálculo del radio base en condiciones reales de uso (9, 10).

Por tanto, el presente estudio tuvo como propósito determinar cuál de los dos métodos empíricos para calcular el radio de curvatura base en lentes de contacto blandos esféricos —el basado en el K plano + 1 mm o el ajustado por el HVID— proporcionó una mejor adaptación clínica en estudiantes universitarios durante el año 2025. Como parte de este proceso, se caracterizó clínicamente la superficie ocular anterior de los participantes mediante lámpara de hendidura, y se evaluó parámetros de centraje, movilidad vertical del lente, resultados del push-up test y percepción subjetiva de confort. Esta investigación revisó aspectos biomecánicos como funcionales del proceso de adaptación, y buscó aportar evidencia relevante que oriente la toma de decisiones clínicas hacia una atención optométrica más precisa, individualizada y basada en la anatomía ocular del paciente (13, 14).

1. Comparación de dos métodos empíricos para el cálculo del radio de curvatura base en lentes de contacto blandos esféricos.

1.1 Planteamiento del problema

La adaptación de lentes de contacto blandos es uno de los procedimientos más frecuentes en la práctica clínica optométrica y representa una alternativa eficaz y segura para la corrección de ametropías, especialmente en pacientes jóvenes y activos. Uno de los factores clave para el éxito de esta intervención fue la elección adecuada del radio de curvatura base (BC, por sus siglas en inglés), ya que de ello dependió la relación geométrica entre la córnea y la cara posterior del lente, afectando su centrado, movilidad, estabilidad y, por tanto, la comodidad del usuario y la fisiología ocular (1,2).

En la práctica diaria, la selección de la curva base en lentes de contacto blandos esféricos se realiza comúnmente a partir de la queratometría corneal, particularmente del valor más plano (K plano), al que se le adiciona un valor estándar entre 0.7 mm y 1.0 mm (método 1) para obtener un lente más plano que la córnea, basándose en el principio de que las lentes blandas cubren una mayor superficie ocular y se apoyan principalmente en la esclera (4). Este método empírico, ampliamente utilizado y enseñado en programas de formación optométrica en Latinoamérica, carece de personalización anatómica y no contempla parámetros clave como el diámetro corneal o el perfil sagital del ojo.

De forma más reciente, algunos autores y fabricantes han propuesto utilizar el diámetro horizontal visible del iris (HVID) como variable complementaria para calcular con mayor precisión la curva base, dado que existe una relación directa entre el HVID y la altura sagital total del ojo anterior, un parámetro más predictivo del comportamiento del lente sobre la superficie ocular. Este método propone sumar entre 0.6 y 0.9 mm al K plano (método 2), dependiendo del tamaño del HVID (pequeño, mediano o grande). Estudios como los de González-Méijome et al (2) y Efron (1), han demostrado que el HVID puede correlacionarse con una mayor precisión en la selección inicial del lente, especialmente cuando no se dispone de topografía corneal u OCT de segmento anterior. En la actualidad, no existe un consenso universal ni suficiente evidencia comparativa entre ambos métodos. En Colombia, como en otros países en vías de desarrollo, se emplean ambos esquemas

de forma paralela, muchas veces sin una base científica clara o sin evaluación sistemática del ajuste logrado. Esto da lugar a prácticas clínicas heterogéneas, adaptaciones subóptimas, y un mayor índice de abandono del uso de lentes de contacto por molestias, descentramiento o falta de confort (5).

La pertinencia del presente estudio radicó en comparar clínicamente, mediante un diseño de evaluación de prueba diagnóstica, los dos métodos empíricos de estimación del BC —el tradicional ($K \text{ plano} + 1 \text{ mm}$) y el proporcional ($K \text{ plano} + \Delta \text{ según HVID}$)— para identificar cuál de ellos proporcionaba mejores resultados clínicos en términos de centrado, movimiento, estabilidad y comodidad subjetiva del lente. La evaluación se realizará en usuarios con córneas normales y sin patologías oculares, usando parámetros objetivos como movilidad vertical, push-up test y cobertura limbar, así como percepción subjetiva mediante escala de confort (3).

Desde una perspectiva global, el uso de lentes de contacto blandos demostró un crecimiento sostenido del 4 al 5 % anual en la última década, con mayor auge en jóvenes entre 18 y 35 años. Esta expansión generó una creciente demanda de protocolos de adaptación más precisos, personalizados y basados en evidencia, especialmente en escenarios clínicos con limitaciones tecnológicas (5). Aportar una herramienta objetiva para mejorar el cálculo del BC contribuyó significativamente al fortalecimiento de la optometría clínica basada en evidencia, a la estandarización de protocolos y a la mejora de la experiencia del usuario.

Además, desde el enfoque de salud pública y desarrollo sostenible, la mejora en la calidad de adaptación de lentes blandos contribuyó al ODS #3: "garantizar una vida sana y promover el bienestar para todos en todas las edades", al mejorar la salud visual y reducir el impacto de errores refractivos no corregidos en poblaciones jóvenes y laboralmente activas.

El vacío de conocimiento específico que se buscó abordar está en la ausencia de estudios comparativos clínicamente validados que evaluaran los resultados reales de ambos métodos en un entorno estandarizado. La ejecución de este proyecto permitió generar evidencia local con aplicación internacional, ya que los principios anatómicos y ópticos son universales, y los métodos analizados son comunes en la mayoría de las escuelas de optometría del continente.

Por lo anterior surgió el siguiente interrogante:

¿qué método de cálculo de radio de curvatura base ofrece un mejor ajuste clínico en lentes de contacto blandos esféricos, el basado en el $K \text{ plano} + 1 \text{ mm}$ o el ajustado por el HVID?

1.2 Justificación

La presente investigación surgió de la necesidad de optimizar los procedimientos de adaptación de lentes de contacto blandos en contextos clínicos donde la evaluación avanzada (como la topografía corneal o la OCT) no siempre está disponible. En la práctica optométrica general, especialmente en instituciones educativas, consultorios privados y clínicas de atención primaria, se siguen utilizando métodos empíricos para la selección del radio de curvatura base (BC) de los lentes blandos, principalmente el que consiste en sumar 1 mm al valor queratométrico más plano (K plano) (4). Si bien este enfoque ha demostrado ser funcional en muchos casos, su carácter generalista ignora variables anatómicas clave como el diámetro horizontal visible del iris (HVID), que influye directamente sobre la altura sagital del ojo y, por tanto, sobre el ajuste del lente (2). En este sentido, explorar un método alternativo basado en la fórmula $K \text{ plano} + (0.6-0.9 \text{ mm})$ ajustado según el HVID representó una oportunidad para introducir mayor precisión y personalización en el proceso de adaptación, sin requerir instrumental costoso o tecnología avanzada (2,3). El presente proyecto permitió contrastar clínicamente estos dos enfoques empíricos para determinar cuál de ellos proporcionó un ajuste más fisiológico, estable y confortable para el paciente.

La investigación se fundamenta en tres aspectos clave:

la caracterización anatómica ocular, mediante la descripción clínica de la superficie ocular bajo lámpara de hendidura. Esto permitió establecer una línea base de la morfología ocular de los participantes, cumpliendo con el primer objetivo específico (1).

La observación clínica comparativa, en la que se evaluaron el centrado y el movimiento de los lentes adaptados con ambos métodos. Esta observación directa se correlacionó con la comodidad subjetiva del usuario, atendiendo al segundo objetivo específico (3).

El análisis inferencial de los resultados, que proporcionó evidencia cuantitativa sobre la eficacia de cada método. El análisis de concordancia entre parámetros clínicos y percepción del usuario permitió tomar decisiones más informadas en la práctica profesional (5).

La pertinencia del estudio se justificó tanto en el ámbito nacional como internacional. En Colombia, donde la mayoría de los procesos de adaptación se realizan sin tecnología especializada,

disponer de un protocolo validado basado en parámetros clínicos simples como la queratometría y el HVID representa un avance práctico y replicable. A nivel mundial, la literatura reporta un incremento sostenido en la adaptación de lentes blandos, con énfasis en personalización, bioadaptación y adaptación sagital (1,5). Esta tendencia demanda nuevas formas de adaptar lentes que combinen simplicidad, eficacia y respaldo científico.

Desde la perspectiva académica, el proyecto fortaleció la formación investigativa de estudiantes y docentes del área de salud visual, al permitir la aplicación de criterios clínicos basados en evidencia. Desde la perspectiva asistencial, mejoró la calidad del servicio brindado a los usuarios, reduciendo errores de adaptación, citas repetidas y molestias asociadas.

Por lo tanto, el desarrollo de esta investigación no solo contribuyó a responder a una pregunta clínica específica —¿qué método ofrece mejor ajuste? —, sino que también aportó nuevo conocimiento sobre la relación entre variables biométricas y adaptación de lentes, útil para la actualización de guías clínicas, la estandarización de protocolos de enseñanza y el avance de la optometría como disciplina basada en evidencia.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

Determinar cuál de los dos métodos empíricos para calcular el radio de curvatura base de lentes de contacto blandos esféricos —método 1 o método 2— proporciona una mejor adaptación clínica en estudiantes universitarios, durante el año 2025.

1.3.2 Objetivos específicos

Caracterizar clínicamente la superficie ocular anterior de la muestra seleccionada, mediante observación bajo lámpara de hendidura.

Comparar el centrado y el movimiento de los lentes adaptados mediante ambos métodos de cálculo del radio de curvatura base, en cada participante del estudio.

2. Marco teórico

2.1 Importancia clínica del cálculo de la curva base

El cálculo del radio de curvatura base (BC) en lentes de contacto blandos constituye un tema fundamental en la práctica clínica optométrica. Su adecuada selección es crucial para lograr una correcta relación lente-córnea, garantizar el confort del paciente y evitar complicaciones asociadas al uso prolongado, como hipoxia, movimiento excesivo o insuficiente, y descentramiento. Si bien la curva base no actúa de forma aislada, es un componente crítico del diseño del lente y su interacción con la anatomía ocular (1).

2.2 Métodos empíricos de cálculo de curva base

Históricamente, la práctica más común ha sido seleccionar la curva base sumando aproximadamente 1 mm al valor más plano de la queratometría (K plano), lo cual se basa en la necesidad de compensar la diferencia entre la curvatura corneal central y la superficie de apoyo periférico del lente blando, que por su naturaleza se extiende más allá de la córnea hacia la esclera (3,4). Este método, conocido como "K plano + 1 mm", es ampliamente utilizado debido a su simplicidad y a la disponibilidad de lentes prediseñados en radios estándar. Sin embargo, esta aproximación no tiene en cuenta parámetros individuales como el diámetro corneal, el HVID o la altura sagital, lo cual puede limitar su efectividad en adaptaciones personalizadas.

2.3 Rol del HVID y nuevas tendencias en adaptación personalizada.

En los últimos años, ha ganado fuerza el uso del diámetro horizontal visible del iris (HVID) como variable complementaria o incluso principal para estimar el BC de un lente blando. Autores como González-Méijome et al. (2) y Young (3) han argumentado que el HVID puede correlacionarse mejor con la altura sagital total, que a su vez define de manera más precisa la distancia entre la córnea y el lente. Fabricantes como Mark'ennovy, SpecialEyes y Johnson & Johnson han incluido

este parámetro en sus algoritmos de diseño, lo cual refleja una tendencia hacia la personalización del lente basada en datos biométricos específicos.

El trabajo de Efron (1) destaca que el ajuste fisiológico de un lente blando depende no solo del radio base, sino también del diámetro total, del diseño de borde y del módulo de elasticidad del material, lo que sugiere que una medición indirecta como el K plano puede no ser suficiente en todos los casos. De hecho, estudios clínicos en usuarios de lentes blandos han reportado que ajustes subóptimos son frecuentes incluso cuando se emplean métodos estándar de adaptación. Esto plantea la necesidad de validar empíricamente nuevas aproximaciones como la que incluye el HVID. El estado del conocimiento a nivel internacional muestra una evolución constante en la forma de adaptar lentes blandos. Mientras que en décadas pasadas se centraba exclusivamente en la curvatura corneal central, actualmente se reconoce la relevancia de parámetros como la topografía periférica, el perfil sagital y la interacción del lente con la esclera (6,8). En esta línea, tecnologías como la OCT de segmento anterior y los profilómetros corneoesclerales han permitido establecer correlaciones entre el HVID y la altura sagital, reforzando su utilidad clínica.

Sin embargo, estos avances tecnológicos no siempre están disponibles en entornos de atención primaria, donde el profesional optómetra debe tomar decisiones basadas en parámetros clínicos accesibles. Por esta razón, validar un método que utilice el HVID de forma simple, como una escala de compensación ($K \text{ plano} + 0.6\text{--}0.9 \text{ mm}$), representa una oportunidad para mejorar los estándares clínicos sin depender de equipamientos costosos (2,4).

Para facilitar la estimación clínica del BC basada en el HVID, algunos autores y fabricantes han propuesto escalas de compensación que ajustan el valor del K plano según el tamaño del iris visible. A continuación, se presenta una tabla de referencia adaptada de González-Méijome et al. (2) y de guías clínicas utilizadas por fabricantes como Mark'ennovy y SpecialEyes:

Tabla 1. *Explicación de método 2*

HVID (mm)	Suma sugerida al K plano (mm)	Curva Base sugerida (ejemplo)
Mayor o igual a 11,5	+ 0,6	K plano + 0,6mm

HVID (mm)	Suma sugerida al K plano (mm)	Curva Base sugerida (ejemplo)
12,1 – 12,5	+0,8	K plano + 0,8 mm
Mayor o igual a 12,6	+0,9	K plano + 0,9 mm

Adaptado de: gonzález-Méijome JM, Villa-Collar C, Montes-Micó R (2008). (Tabla con apoyo de información tomada de . The role of corneal diameter and topography in soft contact lens fitting. Cont Lens Anterior Eye).

Esta escala buscó adaptar la geometría del lente al perfil sagital individual de cada paciente, usando un parámetro anatómico accesible y medible en consulta, sin necesidad de equipamiento especializado. Su aplicación puede facilitar una adaptación más precisa y reducir los casos de mal ajuste relacionados con métodos estandarizados.

A nivel nacional, la práctica de adaptación de lentes blandos sigue siendo predominantemente empírica. Según observaciones clínicas y académicas, muchas instituciones optan por el método tradicional de K plano + 1 mm, sin evaluar sistemáticamente la calidad del ajuste ni correlacionarlo con otras variables anatómicas. Este vacío metodológico limita la capacidad de establecer guías estandarizadas y evidencia local que respalde las decisiones clínicas.

Desde el punto de vista conceptual, el presente estudio se basó en los principios de biometría ocular, donde la queratometría, el HVID y la altura sagital representan variables críticas para el diseño de lentes. Asimismo, se apoya en el modelo de adaptación fisiológica, que propone evaluar el lente no solo por su prescripción óptica, sino por su interacción mecánica y funcional con la superficie ocular (1,2,5). Este enfoque integrador permitió considerar tanto los aspectos técnicos (radio base, diámetro) como los clínicos (centrado, movilidad, confort) en la valoración del éxito adaptativo.

2.4 Evaluación clínica y biomecánica del ajuste de lentes blandos

En cuanto al aspecto metodológico, el estudio propuesto se enmarcó en una evaluación de prueba diagnóstica, en la que se comparó el rendimiento clínico de dos métodos empíricos de cálculo del BC mediante criterios observables y medibles, como el centrado del lente, su movimiento vertical, el resultado del push-up test y la percepción subjetiva de comodidad. La inclusión de variables tanto objetivas como subjetivas permitió construir un perfil integral de desempeño para cada

método, fortaleciendo así la evidencia disponible sobre este componente esencial del proceso de adaptación.

La evaluación integral de la adaptación de lentes de contacto blandos exigió el uso de herramientas clínicas especializadas, entre las cuales la lámpara de hendidura desempeñó un papel esencial. Este instrumento permitió la observación detallada de estructuras oculares como la córnea, conjuntiva, limbo, párpados y película lagrimal, facilitando así la valoración de la interacción entre el lente de contacto y el ojo, tanto en usuarios potenciales como en aquellos con adaptación previa (9). Los lentes de contacto blandos, también denominados hidrofílicos, están indicados no solo para la corrección de defectos refractivos, sino también con fines cosméticos y terapéuticos. Estos están compuestos por materiales flexibles y un alto contenido de agua, lo que favorece una adecuada oxigenación corneal. Su diámetro, generalmente mayor al del limbo corneal, contribuye a su estabilidad y confort (10).

En función del contenido hídrico, pueden clasificarse en lentes moderadamente hidratantes (36%–55%) y de alta humedad (>55%). Sin embargo, su alta capacidad de absorción también los hace susceptibles a la contaminación, razón por la cual se enfatiza la necesidad de una higiene rigurosa para prevenir acumulación de proteínas y otros depósitos (11). El aumento progresivo en su demanda es evidente, con un crecimiento estimado del mercado entre el 4% y 5% anual entre 2017 y 2018, y un incremento del 3% solo en los primeros nueve meses de 2017, lo cual destaca la importancia de procesos de adaptación bien fundamentados y personalizados (12). Entre los materiales más utilizados se encuentran el hidrogel convencional y el hidrogel de silicona, este último reconocido por su mayor permeabilidad al oxígeno, mejorando la fisiología ocular, el confort y la biocompatibilidad (11).

2.5 Parámetros y pruebas complementarias en la adaptación

Un parámetro clínico fundamental en el proceso de adaptación es la curva base (CB), que corresponde a la geometría de la superficie posterior central del lente en contacto con la córnea, determinada a partir del radio de curvatura corneal y de la queratometría individual (13). La queratometría, esencial para definir la CB adecuada, se obtiene midiendo el radio de curvatura corneal en cuatro puntos equidistantes a 3 mm del centro (14). Además, aspectos como el centraje

del lente, que debe cubrir completamente la córnea (15), y su movilidad—idealmente entre 0.5 mm y 1 mm en dirección vertical tras al menos 10 minutos de uso—son determinantes clínicos clave. Un movimiento excesivo puede requerir estrechar la curva base, mientras que un movimiento insuficiente sugiere necesidad de aplanarla (16).

El contenido acuoso del lente, expresado como el porcentaje de agua presente en su composición, tiene una influencia directa en la comodidad percibida por el usuario (17). En cuanto a los procesos de manufactura, los métodos más comunes incluyen el centrifugado, el moldeo por compresión y el torneado mediante herramientas de diamante, cada uno con implicaciones en la calidad óptica y biomecánica del lente (18). Dependiendo de las necesidades visuales del paciente, el diseño puede ser esférico—con curvatura y potencia óptica uniforme—o tórico, el cual incorpora dos potencias ópticas para la corrección de astigmatismos (19). Finalmente, el proceso de adaptación debe iniciarse con un análisis detallado del segmento anterior ocular, incluyendo pruebas como Schirmer y el tiempo de ruptura lagrimal (BUT), además de la evaluación de la disposición del paciente para el uso continuado del lente. Posteriormente, se procede al cálculo de parámetros esenciales como la curva base, el poder dióptrico y el diámetro, pasos indispensables para garantizar una adaptación funcional, segura y confortable (20).

La evaluación del lente de prueba constituye una etapa crítica dentro del proceso de adaptación de lentes de contacto blandos, ya que permite identificar, mediante parámetros clínicos y subjetivos, la adecuación del lente a la morfología ocular del paciente. Inicialmente, se analiza el centraje del lente con respecto al centro geométrico de la córnea; un lente descentrado puede indicar un diseño aplanado y, frecuentemente, se correlaciona con sensación de incomodidad reportada por el usuario. Adicionalmente, se realiza el “push-up test”, que evalúa dos variables: la dislocación, entendida como el desplazamiento inducido del lente al aplicar presión ascendente desde el párpado inferior, y el retroceso, que corresponde a la velocidad con la que el lente retorna a su posición original. Junto con esto, se observa el movimiento del lente posterior al parpadeo, el cual, para considerarse adecuado, debe situarse en un rango de 0.5 a 1.0 mm; un desplazamiento superior a este rango puede indicar aplanamiento, mientras que un lente inmóvil sugiere un ajuste excesivo (21).

La comodidad subjetiva del paciente también es un criterio de evaluación relevante; esta puede ser cuantificada mediante una escala del 1 al 10, donde 10 representa comodidad total y 1 refleja un

alto grado de molestia o necesidad de retirar el lente (21). Para lograr una adaptación precisa y personalizada, se deben considerar múltiples pruebas clínicas y biométricas del segmento anterior. Entre ellas, el test de Schirmer permite cuantificar la producción lagrimal mediante la colocación de una tira milimetrada en el fondo de saco conjuntival inferior (22), mientras que el “break-up time” (BUT) mide el tiempo en segundos que tarda en romperse la película lagrimal tras un parpadeo completo, proporcionando información sobre su estabilidad (22). El intervalo de parpadeo se refiere a la frecuencia con la que el individuo parpadea en un tiempo determinado, y en conjunto con el índice de protección ocular, permite estimar de forma cuantitativa el riesgo de compromiso en la lubricación ocular (23).

Por otra parte, la tinción con fluoresceína es una prueba diagnóstica utilizada para detectar alteraciones epiteliales, ya que permite visualizar defectos mediante la tinción de espacios intercelulares (15). La queratometría, técnica fundamental para la adaptación, mide la curvatura de los 3 mm centrales de la córnea, expresándose en milímetros o dioptrías, y sirve de base para estimar la curva base del lente (24). Otros parámetros importantes incluyen el diámetro del iris visible, que se mide en milímetros y determina el tamaño apropiado del lente (25), y el diámetro pupilar, relevante para calcular la zona óptica del mismo (25). También se debe medir la hendidura palpebral, definida como la distancia vertical entre los bordes palpebrales superior e inferior (15), así como el centraje del lente, el cual debe cubrir completamente la córnea, evaluado mediante el haz de luz de la lámpara de hendidura (15). Finalmente, el movimiento del lente tras al menos 10 minutos de uso debe ser vertical y mantenerse entre 0.5 mm y 1 mm; si se observa un movimiento excesivo, se recomienda ajustar la curva base estrechándola, mientras que en casos de inmovilidad se debe aplanar para mejorar el ajuste (16).

2.6. Evaluación de concordancia

Es indispensable la evaluación de la concordancia en este tipo de estudio, en esta evaluación se mide el grado de acuerdo o similitud entre dos o más mediciones de la misma variable, realizadas con métodos, instrumentos o evaluadores distintos, sobre las mismas muestras o sujetos. La concordancia intenta responder preguntas como: ¿Los valores medidos por dos métodos son suficientemente similares en magnitud? O ¿Los métodos pueden usarse intercambiabilmente?;

Por otro lado las pruebas que se suelen emplear son: coeficiente de correlación de concordancia de Lin, la cual mide el grado de acuerdo teniendo en cuenta tanto precisión como sesgo, los valores van de -1 a $+1$; valores altos indican buena concordancia. Otra prueba utilizada es la de Bland–Altman y límites, se representa en un gráfico que muestra las diferencias entre dos mediciones frente a su promedio, adicional permite visualizar sesgo y variabilidad de las diferencias (21).

3. Materiales y Método

3.1. Tipo de estudio

Esta fue una evaluación de prueba diagnóstica, ya que su propósito fue comparar y analizar la precisión de los métodos de determinación del radio de curvatura de una lente de contacto blanda, lo cual fue fundamental para su ajuste adecuado durante la adaptación del lente de contacto.

Los estudios de evaluación de prueba diagnóstica buscaron determinar cuál de los métodos presentó un rendimiento óptimo para brindar el resultado deseado. En este caso en particular, se realizó la evaluación en términos del estudio de la concordancia entre dos métodos de cálculo de curva base diferentes.

3.2. Área y línea de investigación

Área: cuidado primario de la salud visual y ocular desde el desarrollo de la optometría basada en evidencia.

Línea de Investigación: línea 1: evaluación de Pruebas diagnósticas y ayudas pedagógicas.

El estudio se define como una evaluación de prueba diagnóstica cuyo propósito es comparar la precisión y el rendimiento de dos métodos de cálculo de la curva base. Esto concuerda directamente con los objetivos de la Línea; El objetivo general del estudio es determinar cuál método proporciona una mejor adaptación clínica, que es esencialmente determinar las características de aplicación de las pruebas diagnósticas (métodos empíricos de cálculo de curva base) y establecer su validez clínica en el ajuste del lente.

3.3. Población

La población estuvo constituida por estudiantes de optometría que se encontraban cursando noveno semestre, siendo 15 estudiantes, con un total de 30 ojos.

3.4. Criterios de selección

3.4.1. Criterios de inclusión

- Estudiantes activos de la Universidad Santo Tomás para el primer semestre de 2025
- Personas mayores de 18 años.

3.4.2. Criterios de exclusión

- Persona con diagnóstico de ojo seco mixto.
- Alteraciones en superficie ocular como pinguecula o pterigion
- Personas que refieran cirugías previas a nivel refractivo.
- Personas con diagnóstico de ectasia corneal.
- Personas con astigmatismos mayores a -0.75

3.5. Variables

Tabla 2. *Variables.*

Propósito	Variable	Descripción conceptual	Definición operacional	Naturaleza	Escala de medición
Comparar métodos de cálculo del BC	Método de cálculo del BC	Estrategia usada para determinar la curva base del lente blando	Método 1: K plano + 1 mm / Método 2: K plano + 0.6–0.9 mm según HVID	Cualitativa nominal	Categorica dicotómica

Propósito	Variable	Descripción conceptual	Definición operacional	Naturaleza	Escala de medición
Evaluar condición ocular basal	Producción lagrimal (Schirmer I)	Cantidad de lágrima sin anestesia	Mide humedad del filtro en mm en 5 minutos	Cuantitativa continua	Razón continua
Evaluar estabilidad lagrimal	Tiempo de ruptura lagrimal (BUT)	Riesgo de desecación de la superficie ocular	Tiempo en segundos desde el parpadeo hasta la primera ruptura visible	Cuantitativa continua	Razón continua
Evaluar condición ocular basal	Índice de protección ocular (OPI)	Riesgo de desecación de la superficie ocular	BUT dividido entre intervalo de parpadeo	Cuantitativa continua	Razón continua
Evaluar estructura externa ocular	Párpados	Estado e integridad palpebral	Observación: normotensos, edema, posición	Cualitativa nominal	Nominal politómica
Evaluar anatomía ocular	Diámetro de iris visible (HVID)	Medida horizontal visible del iris	Medición directa con regla milimetrada	Cuantitativa continua	Razón continua
Evaluar anatomía ocular	Diámetro pupilar	Medida del diámetro pupilar	Medición en mm bajo luz controlada	Cuantitativa continua	Razón continua
Evaluar anatomía ocular	Hendidura palpebral	Distancia entre párpado superior e inferior	Medición vertical en mm con lámpara de hendidura	Cuantitativa continua	Razón continua
Evaluar integridad ocular	Tinción con fluoresceína	Integridad del epitelio ocular	Evaluación según escala de Efron	Cuantitativa ordinal	Ordinal
Evaluar parámetros ópticos corneales	Queratometría (K plano)	Curvatura corneal en su meridiano más plano	Evaluación según escala de Efron	Cuantitativa continua	Razón continua

Propósito	Variable	Descripción conceptual	Definición operacional	Naturaleza	Escala de medición
Evaluar resultado de la adaptación	Movimiento del lente	Movimiento vertical del lente al parpadeo	Medición aproximada en mm bajo lámpara (0.5 a 1 mm recomendado)	Cuantitativa continua	Razón continua
Comparar el método 1 y 2	Diferencia de lentes calculados versus lentes de prueba	Diferencia numérica entre el lente calculado con método 1 y 2 y el lente de prueba	Valor numérico (decimal) de la diferencia entre el radio de curvatura calculado y el que se prueba	Cuantitativa continua	Razón continua

Plata, Valentina; Hincapié, Felipe (2026). (Elaboración propia)

3.6. Procedimiento de investigación

Para este proyecto no se consideró necesaria una prueba piloto debido a que la población objetivo (estudiantes de Optometría) ya había sido previamente evaluada y documentada en el entorno clínico universitario. Esta disponibilidad de datos históricos relevantes y la familiaridad con los procedimientos optométricos permitieron a los investigadores acceder a información crítica y necesaria para determinar la idoneidad de los participantes para el proyecto, asumiendo que sus antecedentes oculares y la normalidad de sus córneas ya estaban validados.

En este contexto, la omisión de la prueba piloto se fundamenta en:

1. **Conocimiento Basal Preexistente:** los estudiantes ya contaban con registros clínicos que confirmaban la ausencia de patologías oculares, cirugías previas y ectasias corneales, variables que son criterios de exclusión críticos.
2. **Minimización de Riesgos:** al tratarse de estudiantes con historial clínico conocido y, presumiblemente, con córneas normales (criterios de inclusión), se mitigaron riesgos asociados a la variabilidad clínica de una población general desconocida.
3. **Eficiencia en el Proceso de Selección:** la revisión de los expedientes clínicos facilitó un proceso de selección más rápido y preciso, permitiendo que la Fase 1 de Reclutamiento se enfocara

directamente en verificar los criterios de inclusión/exclusión sin la necesidad de un cribado extenso preliminar que una prueba piloto exigiría.

La recopilación de datos se basó principalmente en un Protocolo de Valoración Clínica Detallada y una Escala Subjetiva de Confort. Estos instrumentos permitieron capturar tanto variables objetivas (centrado, movimiento, medidas biométricas) como variables subjetivas (percepción de comodidad) en el protocolo de Valoración Clínica se encuentran los instrumentos para recolectar esta información ver (Apéndice B).

El desarrollo del estudio se llevó a cabo en cinco fases secuenciales que garantizaron la calidad y trazabilidad de los datos clínicos obtenidos. A continuación, se describe detalladamente cada etapa del procedimiento:

Fase 1: reclutamiento y consentimiento informado

1. Se realizó una convocatoria abierta para invitar a estudiantes voluntarios entre los 18 y 35 años a participar en el estudio.
2. Los interesados fueron entrevistados inicialmente para verificar los criterios de inclusión y exclusión.
 - Criterios de inclusión: estudiantes sanos, sin antecedentes de cirugía refractiva, con córneas morfológicamente normales, sin patologías oculares activas, y que acepten voluntariamente participar.
 - Criterios de exclusión: usuarios actuales de lentes de contacto, diagnóstico de ojo seco severo, blefaritis, queratitis, alergias oculares, córneas irregulares o cicatrices corneales.
3. A cada participante elegible se le explicó verbalmente y por escrito el objetivo, alcance y procedimientos del estudio, y se solicitó la firma del consentimiento informado aprobado por el comité de ética (Ver apéndice A)

Fase 2: evaluación inicial y caracterización de la superficie ocular

1. Los participantes fueron citados para un examen clínico completo, realizado por los examinadores previamente entrenados.

2. Se llevó a cabo el siguiente protocolo de valoración (Ver apéndice B):

- Exploración con lámpara de hendidura de párpados, conjuntiva y córnea.
- Medición del diámetro horizontal visible del iris (HVID) con regla milimetrada.
- Determinación del diámetro pupilar y hendidura palpebral (en mm).
- Evaluación de película lagrimal mediante:
 - prueba de Schirmer I: papel filtro estandarizado en ojo cerrado durante 5 minutos.
 - tiempo de ruptura lagrimal (BUT): aplicación de fluoresceína y cronómetro desde ultimo parpadeo hasta ruptura.
 - índice de protección ocular (OPI): cociente entre BUT e intervalo de parpadeo en 1 minuto.
 - evaluación de tinción corneal con fluoresceína según escala de Efron.
- Queratometría: medición del K plano mediante queratómetro calibrado.

Fase 3: Selección del lente y adaptación con ambos métodos

1. A cada participante se le asignaron dos métodos de adaptación en orden aleatorio:

- Método 1: suma de 1 mm al K plano.
- Método 2: suma ajustada de 0.6 a 0.9 mm al K plano según HVID.

2. Se programaron dos sesiones de adaptación con un intervalo mínimo de 48 horas, utilizando lentes blandos esféricos de iguales parámetros en potencia y diámetro, variando únicamente el radio de curvatura base.

3. En cada sesión se colocó el lente según el método correspondiente.

4. Se esperaron 20 minutos para estabilización fisiológica antes de la evaluación.

Fase 4: Evaluación del ajuste clínico y confort subjetivo

1. Se evaluaron los siguientes parámetros, siempre por el mismo examinador para evitar sesgos interobservador:

- centrado del lente: categorizado como centrado, leve, moderado o severo descentramiento, se evalúa en posición primaria de mirada

- movimiento vertical del lente al parpadeo: medido en milímetros, se ubica la hendidura con una altura de máximo 1 mm en el borde inferior del lente de contacto y hacia adentro de este, se le pide al paciente que parpadee y se evalúa el desplazamiento del borde del lente sobre la hendidura
- push-up test: movilidad inducida, clasificada como adecuada, limitada o excesiva.
- cobertura limbar: evaluación de la cobertura completa de la córnea, se evalúa midiendo con la hendidura la distancia de los bordes del lente hacia el limbo corneal
- comodidad subjetiva: calificación otorgada por el usuario en escala tipo Likert de 1 (muy incómodo) a 10 (muy confortable).

Fase 5: Registro y verificación de datos

1. Todos los resultados fueron consignados en un forms estructurado por participante, codificada con un identificador alfanumérico anónimo.
2. Posteriormente, los datos fueron ingresados en una base electrónica Excel por dos digitadores diferentes e independientes.
3. Se realizó una verificación cruzada automática (función de comparación de bases) para detectar discrepancias y garantizar integridad.
4. Las inconsistencias fueron resueltas revisando los registros físicos originales.
5. Análisis de la información conforme a lo planteado en el apartado de plan de análisis
6. Redacción del informe final

3.7. Análisis de datos

3.7.1. Análisis univariado

El análisis univariado se utilizó para describir las características basales de la población y los resultados de las pruebas diagnósticas (curvaturas, morfometría, estado lagrimal) antes de la comparación de los métodos

3.7.2. Análisis Bivariado

El objetivo central del estudio es comparar los dos métodos de cálculo (Método 1 vs. Método 2) para determinar cuál ofrece una mejor adaptación. Las variables clave a cruzar son las de adaptación clínica y el confort subjetivo, medidas para ambos métodos.

Sesgos Inherentes al Diseño y Medidas de Control

El diseño de estudio es una evaluación de prueba diagnóstica o estudio de concordancia con una población pequeña (30 ojos).

Sesgos Inherentes al Diseño

1. Sesgo de Muestra (Baja Generalizabilidad):

- el estudio utiliza una población específica: estudiantes de optometría de un solo semestre de una universidad.
- análisis del Sesgo: Esto puede limitar la capacidad de generalizar los hallazgos a la población general de usuarios de lentes de contacto. La justificación de la investigación, sin embargo, sugiere que los principios anatómicos y ópticos son universales, mitigando parcialmente este riesgo.

2. Sesgo de Recuerdo/Expectativa (Comodidad Subjetiva):

- la comodidad es una variable subjetiva (escala Likert). El participante, al probar dos métodos diferentes en sesiones separadas, puede verse influenciado por la experiencia de la primera sesión o tener expectativas sobre cuál lente debe sentirse mejor.
- análisis del Sesgo: La comodidad es una medida perceptiva que puede ser inherentemente sesgada por factores psicológicos.

Sesgo del Observador/Examinador

- la evaluación de variables clínicas como Centraje, Movimiento y Push-up test depende de la interpretación del examinador.

Medidas Tomadas para Evitar Sesgos

Desde el diseño del trabajo, se implementaron varias medidas para controlar o minimizar los sesgos:

1. Control del Sesgo de Secuencia :

- los participantes recibieron los dos métodos de adaptación en orden aleatorio (Método 1 y Método 2). Esto evita que el método evaluado primero influya sistemáticamente en la evaluación del segundo.

2. Control del Sesgo del Observador/Examinador

- la evaluación de los parámetros de ajuste clínico y confort subjetivo se realizó siempre por el mismo examinador. Esto elimina el sesgo interobservador.

3. Control del Sesgo de Confusión de Parámetros:

- se aseguró que los lentes blandos esféricos utilizados tuvieran iguales parámetros en potencia y diámetro, variando únicamente el radio de curvatura base.

4. Garantía de Integridad de Datos :

- los datos fueron ingresados en una base electrónica por dos digitadores diferentes e independientes.

5. Control de Factores de Exclusión/Inclusión:

- se excluyeron participantes con condiciones que pudieran alterar significativamente la adaptación del lente (ojo seco mixto, alteraciones en superficie ocular, cirugías previas, astigmatismo alto).

3.8. Implicaciones bioéticas

Riesgos

Este estudio representó un riesgo mínimo, debido a que se le realizaron procedimientos en los cuales se hizo contacto con su superficie ocular, sin embargo, las acciones que se realizaron hacen parte de una rutina cotidiana en la práctica universitaria de optometría. Posibles riesgos del proyecto:

- fatiga ocular durante la evaluación con lámpara de hendidura o en la inserción del lente de contacto.
- reacciones adversas, como irritaciones o alergia por los materiales utilizados.
- el riesgo que se asumió en esta investigación se vió reflejado en la posible alteración de la integridad del epitelio corneal, por lo tanto, si existía algún síntoma por la inserción del lente de contacto sería contrarrestado con la instilación de lubricante ocular, de ser necesario se remitiría a valoración optométrica u oftalmológica.

- para evitar estos riesgos, se debía seguir las indicaciones del personal calificado para realizar estas evaluaciones.

Medidas preventivas:

- supervisión continua durante las mediciones para detectar errores.
- selección de los participantes con criterios de inclusión adecuados y de esta manera minimizar riesgos.
- se contó con un profesional encargado de la revisión especialista en segmento anterior y lentes de contacto.
- información clara y consentimiento informado, explicando al participante los procedimientos y posibles molestias

Costos y compensaciones

La participación en esta investigación no tuvo ningún costo para el participante y tampoco recibió ningún pago.

Confidencialidad de la información

La información obtenida se mantuvo de forma confidencial y sólo se utilizó para fines del estudio. el formato de la historia clínica y registros asistenciales de los participantes fueron diferenciados mediante una asignación de código que permitió distinguirlo claramente en el sistema de la investigación. De esta manera se facilitó el seguimiento y el manejo de información, garantizando la confidencialidad y protección de los datos personales, además, si el participante solicitaba una copia del consentimiento se le entregaría escaneado a través de su correo electrónico, Cumpliendo las normativas vigentes de protección de datos y ética de investigación, según resolución 84-30. Es posible que los resultados obtenidos sean presentados en revistas y conferencias médicas, sin embargo, su nombre no será conocido.

Voluntariedad

La participación de los estudiantes fue completamente voluntaria. Tuvieron el derecho a no aceptar participar o a retirar su consentimiento y retirarse de esta investigación en el momento que lo estimaran conveniente. Al hacerlo, no se verían afectada la prestación de servicios en la Universidad Santo Tomas Bucaramanga. Si el participante retiraba su consentimiento, sus datos serian eliminados y la información obtenida no sería utilizada.

4. Resultados

En este estudio se valoraron 15 pacientes, que correspondieron a estudiantes activos en el noveno semestre de la carrera de Optometría durante el primer periodo académico del 2025, es decir, se reportan los resultados de 30 ojos.

En la tabla N°3 se evidencia que los datos de las pruebas lagrimales realizadas no mostraron una distribución normal, por tanto se decidió reportar la mediana y el rango intercuartil (RI), encontrando los siguientes resultados, en el caso del Schirmer tipo 1 tanto de ojo derecho como de ojo izquierdo una mediana de 25 mm/ 5min con un RI de (15-35), en el BUT de ojo derecho y ojo izquierdo con una mediana de 6 segundos con un RI de (5-6) y el Intervalo de parpadeo ambos ojos con una mediana de 3,33 segundos con un RI de (3- 3,52).

Tabla 3. Descripción de resultados de pruebas lagrimales

Variable	Curtosis	Asimetría	Mediana	RI ^a
Schirmer OD	1,97	0	25	15-35
Schirmer OI	1,97	0	25	15-35
BUT OD	0,62	1,37	6	5-6
BUT OI	0,52	0,96	6	5-6
Intervalo de parpadeo AO	4,77	1,99	3,33	3-3,52

a. RI: Rango Intercuartil

Plata, Valentina; Hincapié, Felipe (2026). (Elaboración propia)

En la tabla N°4 se observó que los resultados de curvaturas corneales no mostraron una distribución normal de los datos, por tanto, se decidió reportar la mediana y el rango intercuartil, encontrando los siguientes resultados, en el caso de la Queratometría de ojo derecho una mediana

de 43,00 D con un RI de (42,25-43,25), en la Queratometría de ojo izquierdo una mediana de 42,50 D con un RI de (42,00-43,00).

Tabla 4. Descripción de resultados de curvaturas corneales.

Variable	Curtosis	Asimetría	Mediana	Rango intercuartil
Queratometría OD	4,49	1,78	43,00	42,25-43,25
Queratometría OI	3,61	1,63	42,50	42,00-43,00

Plata, Valentina; Hincapié, Felipe (2026). (Elaboración propia)

La tabla N°5 reveló que los resultados de medidas morfométricas no mostraron una distribución normal de los datos, por tanto se decidió reportar la mediana y el rango intercuartil, encontrando los siguientes resultados, en el caso del diametro pupilar de ojo derecho y de ojo izquierdo una mediana de 4 mm con una mínima de 4 mm y un máximo de 5 mm, en la Hendidura palpebral ojo derecho y de ojo izquierdo una mediana de 10 mm con un rango intercuartil de (8-11), en el caso de la diametro del iris visible, los resultados mostraron ser una constante con un valor de 11mm para ambos ojos en todos los participantes del estudio.

Tabla 5. Descripción de resultados de medidas morfométricas.

Variable	Curtosis	Asimetría	Mediana	Medida de Dispersión
D. pupilar OD	4,34	2,40	4	4-5 ^a
D. pupilar OI	4,34	2,40	4	4-5 ^a
Hendidura OD	0,93	0,17	10	8-11 ^b
Hendidura OI	0,71	0,29	10	8-11 ^b

a. Rango intercuartil b. Mínimo y máximo

En la tabla N°6 se comprobó que, el 66% de los participantes reportaron emplear gafas como corrección óptica usual ; para la variable de no usuarios de lentes de contacto, fue de un 93.33%, para la variable de uso de tratamiento para ojo seco, la opción No, tuvo mayor frecuencia con un 60,00%, en el caso de quienes reportaron uso para tratamiento de ojo seco, el medicamento más

reportado fue en la Carboximetilcelulosa al 0.5% con un 63,64%, para la variable de síntomas, fue la resequedad con un 44,45% y finalmente, para la variable en la que no hay alteración en superficie ocular, fue de un 53,33%.

Tabla 6. *Antecedentes y hábitos visuales*

Variable	Frecuencia absoluta	Frecuencia relativa
Uso de gafas		
Si	20	66,67
No	10	33,33
Uso TTO para ojo seco		
Si	12	40,00
No	18	60,00
Nombre de TTO de ojo seco		
Carboximetilcelulosa	7	63,64
Propilenglicol + polietilenglicol	1	9,09
Hialuronato de sodio	2	18,18
Carbomer	1	9,09
Síntomas		
Ardor ocular	2	18,18
Ardor ocular, resequedad	2	18,18
Ardor ocular, resequedad, ojo rojo	1	9,09
Ojo rojo	1	9,09
Resequedad	5	44,45
Alteración en superficie ocular		
No	16	53,33
No sabe	14	46,67

Plata, Valentina; Hincapié, Felipe (2026). (Elaboración propia)

En la tabla N°7 se hizo evidente que al valorar las Glandulas de meibomio el 86,67% de los participantes tenían glándulas permeables tanto en ojo derecho como en ojo izquierdo, y la Biomicroscopia tanto de ojo derecho como izquierdo fue normal en el 93,33% de la muestra. La altura del menisco lagrimal fue una constante de 0,1 a 0,5 mm, estando entre todos los participantes de forma adecuada, tanto como para ojo derecho como para ojo izquierdo.

Tabla 7. *evaluación de superficie ocular.*

Variable	Frecuencia absoluta	Frecuencia relativa
Glándulas de meibomio		
Obstruidas OD Y OI	2	13,33
Permeables OD Y OI	13	86,67
Biomicroscopia OD		
Normal	14	93,33
Secreción sebosa en pestañas	1	6,67
Biomicroscopia OI		
Normal	14	93,33
Secreción sebosa en pestañas	1	6,67

Plata, Valentina; Hincapié, Felipe (2026). (Elaboración propia)

En la tabla N°8 se comprobó el centraje del lente calculado con el método 1 (suma de 1 mm al K plano). En el ojo derecho el 46,67% de los participantes tenían el lente centrado y en el caso del ojo izquierdo la frecuencia se mantuvo, para el movimiento tanto de ojo derecho y ojo izquierdo fue igual para la opción 0,5mm a 1 mm en un 66,67%, para la variable Push up tanto para ojo derecho y ojo izquierdo fue la opción de Fácil dislocación y retroceso con un 60,00% y un 66,67% respectivamente.

Tabla 8. *Evaluación de comportamiento en superficie ocular en el Método 1.*

Variable	Frecuencia absoluta	Frecuencia relativa
Centraje del lente OD		
Centrado	7	46,67
Descentrado levemente	6	40,00
Descentrado moderado	1	6,67
Descentrado severo	1	6,67
Movimiento OI (mm)		
0,5 a 1	10	66,67
Mayor a 0,5	0	0
Menor a 0,5	5	33,33
Push up OD		
Difícil D Y R ^a	3	20,00
Fácil D y R ^a	9	60,00
Moderado D Y R ^a	3	20,00

Nota: a. (dislocación y retroceso)

Plata, Valentina; Hincapié, Felipe (2026). (Elaboración propia)

En la tabla N°9 se comprobó el centraje del lente calculado con el método 2 (suma ajustada de 0.6 a 0.9 mm al K plano según HVID). En el ojo derecho el 80,00% de los participantes tenían el lente centrado y en el caso del ojo izquierdo la frecuencia descendió a un 73,33%, para el movimiento de ojo derecho fue la opción menor a 0,5mm en un 53,33%, y para el ojo izquierdo la frecuencia mayor fue compartida entre las opciones de 0,5mm a 1mm y menor a 0,5mm con un 46,67% para cada una, para la variable Push up para ojo derecho, la frecuencia se repartió entre las opciones Difícil dislocación y retroceso, junto con Fácil dislocación y retroceso, con un 40,00% cada una, para ojo izquierdo fue la opción de Fácil dislocación y retroceso con un 46,67%.

Tabla 9. *Evaluación de comportamiento en superficie ocular en el Método 2.*

Variable	Frecuencia absoluta	Frecuencia relativa
Centraje del lente OD		
Centrado	12	80,00
Descentrado levemente	0	0
Descentrado moderado	2	13,33
Descentrado severo	1	6,67
Movimiento OI (mm)		
0,5 a 1	7	46,67
Mayor a 0,5	1	6,67
Menor a 0,5	7	46,67
Push up OD		
Difícil D Y R ^a	6	40,00
Fácil D y R ^a	6	40,00
Moderado D Y R ^a	3	20,00
Push up OI		
Difícil D Y R ^a	6	40,00
Fácil D y R ^a	7	46,67
Moderado D Y R ^a	2	13,33

Nota: a. (dislocación y retroceso)

Plata, Valentina; Hincapié, Felipe (2026). (Elaboración propia)

Análisis de confiabilidad de resultados.

Los resultados sobre el nivel de confiabilidad en las variables de centraje, movimiento del lente y push up, se determinaron al correr la prueba Kuder-Richardson 20 (KR-20), el cual mostró ser el más indicado para el estudio, teniendo en cuenta la naturaleza dicotómica de las variables presentadas.

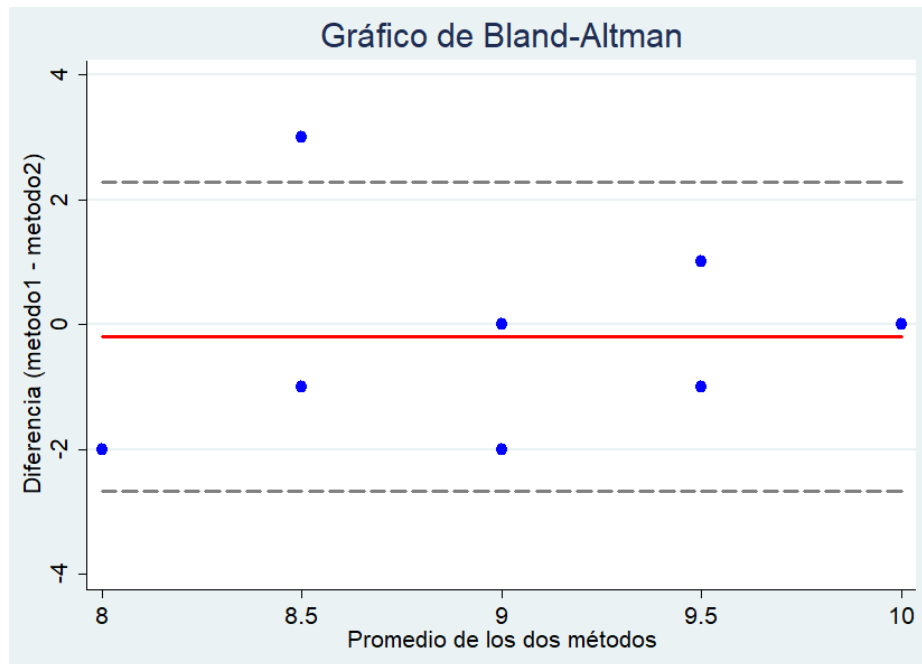
En cuanto al centraje, se logró evidencia que el valor del coeficiente fue de 0.16, con un intervalo de confianza de: -0.14 a 0.47, lo que apunta a que la fiabilidad de los resultados obtenidos es baja, de forma que no es acertado afirmar que entre métodos de cálculo de lentes de contacto, existe una similitud significativa al medir esta variable.

Refiriéndose al movimiento, se logró observar que el valor del coeficiente fue de 0.4569978, con intervalo de confianza entre: 0.08 a 0.82, lo cual apunta a que respecto a la variable anterior, se presenta un nivel de fiabilidad mayor, sin llegar a determinar que esta tenga un nivel de confiabilidad realmente alto. Por lo cual, es posible afirmar que entre métodos de cálculo de lentes de contacto, existe una similitud baja al evaluar el movimiento.

Finalmente, el push up, tuvo un valor de coeficiente de 0.25, con un intervalo de: -0.14 a 0.474614, lo cual continua con la tendencia de las variables anteriores, inclinándose a mostrar resultados de fiabilidad baja, lo que lleva a determinar que la variación entre métodos de cálculo de lentes de contacto, es más significativa.

En el análisis de la figura N°1 se evidencia que los límites, que se sitúan aproximadamente en +2.3 y -2.3, indican el rango en el cual se espera que la mayoría de las diferencias entre los métodos de medición para ambos criterios (comodidad del OD y del ojo izquierdo) se encuentren con un nivel de confianza del 95%. Esto implica que, en el 95% de los casos, la diferencia observada entre las mediciones de ambos métodos será menor o igual a estos límites.

El gráfico de Bland-Altman muestra que todos los puntos evaluados se sitúan dentro de estos límites, lo que confirma una concordancia aceptable entre los métodos utilizados para ambos criterios. Además, la ausencia de un patrón creciente o decreciente en los puntos indica que la diferencia entre los métodos no varía en función del nivel medio reportado de comodidad (ya sea del OD o del ojo izquierdo). Esto sugiere que la discrepancia entre los métodos es consistente en toda la gama de mediciones y no hay sesgo sistemático en ellas.

Figura 1 . Gráfico de Bland-Altman

5. Discusión

Resnick y Sorkin (2024), describieron el concepto de cómo debe estar un lente centrado lo describieron como una excelente centración con 0,2 mm a 0,5 mm de movimiento al parpadear y tener una cobertura Corneal completa en todas las posiciones de mirada adicional el borde del lente debe estar alineado con la conjuntiva de forma regular, el centrado ideal no significa que el lente esté inmóvil, pero sí que haya un desplazamiento mínimo (27).

Se evidenció que el movimiento del lente debe ser fácil al hacer la prueba del push up, que no esté excesivamente ajustado, ya que puede dificultar la remoción y causar hiperemia o incluso inyección, y un lente muy flojo se puede mover excesivamente, generando una sensación de presencia, por tanto debe tener un movimiento perceptible pero moderado (27).

En el presente estudio se compararon dos métodos de cálculo del radio de curvatura en lentes de contacto blandos, método 1 ($K_{\text{plano}} + 1 \text{ mm}$) y método 2 ($K_{\text{plano}} + 0,6 - 0,9$ según HVID) evaluando tres parámetros clínicos fundamentales para determinar la calidad del ajuste: centraje, movimiento y prueba de Push-Up. Se analizaron un total de 30 ojos por método, con el fin de

establecer cuál de los dos procedimientos ofrece un ajuste más adecuado y fisiológicamente aceptable para el usuario.

En cuanto al centraje, el método dos mostró un mejor desempeño, con un 80% de los lentes correctamente centrados, frente al 46.67% obtenido con el método uno. Este resultado sugirió que el segundo método proporciona una selección de curva base más cercana a la topografía corneal real, favoreciendo una distribución uniforme de la lente sobre la superficie ocular. Un buen centraje es indicativo de un equilibrio adecuado entre la adaptación del lente y la interacción con la película lagrimal, lo que puede traducirse en mayor confort y estabilidad visual (28).

Por otro lado, en el movimiento, el comportamiento fue inverso. El método uno presentó un 66.67% de lentes con movimiento adecuado, mientras que el método dos solo alcanzó un 46.67%. Este hallazgo indica que, aunque el método dos logró un mejor centraje, tiende a generar una adaptación ligeramente más ajustada, lo que puede limitar el intercambio lagrimal y disminuir el movimiento fisiológico del lente. Un movimiento adecuado es esencial para mantener la oxigenación corneal y evitar adherencias, por lo que este aspecto favorece al método uno (29).

Respecto al Push-Up test, ambos métodos mostraron tendencias similares en cuanto a la facilidad de dislocación y retroceso suave. Sin embargo, los porcentajes difieren: el método uno alcanzó un 66.67%, mientras que el método dos obtuvo 46.67%. Estos resultados refuerzan la idea de que el primer método produce una adaptación ligeramente más suelta, facilitando el desplazamiento del lente ante estímulos externos, pero aún manteniendo un adecuado retorno, lo cual es clínicamente deseable (30).

En conjunto, los resultados indican que ninguno de los dos métodos es superior en todos los parámetros, sino que presentan ventajas diferenciadas según el criterio evaluado. El método dos destaca por ofrecer un mejor centraje, lo que sugiere una mayor precisión geométrica en el cálculo del radio de curvatura. En cambio, el método uno proporciona mejor movilidad y respuesta en el Push-Up test, características que contribuyen a un buen ajuste.

Por lo tanto, se podría concluir que, aunque el método dos es más efectivo para lograr una posición central estable del lente, el método uno ofreció un ajuste más dinámico y saludable en términos de movilidad y desplazamiento. La elección del método más adecuado dependerá del análisis clínico que se busque entre estabilidad, confort y salud corneal.

Adicional se recomienda que futuras investigaciones incluyan un tamaño de muestra mayor y un seguimiento, con el fin de evaluar de manera más amplia la comodidad subjetiva y la estabilidad fisiológica de los lentes adaptados con ambos métodos. De igual manera, sería pertinente estandarizar los criterios de observación clínica, especialmente en la valoración del centrado, movimiento y prueba de push-up, para fortalecer la confiabilidad de los resultados y la reproducibilidad de los hallazgos.

La principal fortaleza de este estudio reside en su diseño comparativo de prueba diagnóstica, el cual permitió contrastar rigurosamente dos métodos empíricos bajo un protocolo estandarizado (uso del mismo examinador y control de variables como la potencia y el diámetro del lente). Además, la inclusión del HVID, un parámetro biométrico clave, en el Método 2 aporta una visión hacia la adaptación personalizada en entornos con recursos limitados. Sin embargo, el estudio enfrentó limitaciones importantes, como lo es la falta de disponibilidad de radios de curvatura base consecutivos para llevar a cabo la segunda prueba. Actualmente, solo se pueden utilizar radios de curvatura base estándar proporcionados por los fabricantes, lo que restringe la posibilidad de realizar una evaluación más precisa y personalizada de la adaptación de los lentes de contacto. Esta limitación puede afectar la validez de los resultados y su aplicabilidad a una población más amplia.

6. Conclusiones

Los resultados obtenidos en este estudio evidenciaron que ambos métodos de cálculo del radio de curvatura presentaron ventajas específicas que influyen de manera diferente en la calidad del ajuste de los lentes de contacto blandos. El método 2 ($K \text{ plano} + 0,6\text{--}0,9$ según HVID) demostró un mejor centraje, garantizando una posición más estable y una distribución uniforme sobre la córnea, lo que favorece el confort visual y la estabilidad del lente. Sin embargo, esta mayor precisión geométrica conlleva una ligera reducción en la movilidad, aspecto que puede limitar el intercambio lagrimal y aumentar el riesgo de adherencia.

Por su parte, el método 1 ($K \text{ plano} + 1 \text{ mm}$) mostró un mayor movimiento y mejor desempeño en la prueba de Push-Up, indicando una adaptación más suelta y fisiológicamente saludable, que facilita el desplazamiento del lente y promueve una adecuada oxigenación corneal.

En conjunto, se concluye que ninguno de los dos métodos es superior de manera absoluta, sino que su elección debe basarse en el equilibrio clínico deseado entre estabilidad, movilidad corneal. El método 2 es recomendable cuando se prioriza el centrado y la estabilidad, mientras que el método 1 resulta más adecuado cuando se busca un ajuste dinámico.

7. Recomendaciones

Se recomienda que futuras investigaciones incluyan un tamaño de muestra mayor y un seguimiento, con el fin de evaluar de manera más amplia la comodidad subjetiva y la estabilidad fisiológica de los lentes adaptados con ambos métodos. De igual manera, sería pertinente estandarizar los criterios de observación clínica, especialmente en la valoración del centrado, movimiento y prueba de push-up, para fortalecer la confiabilidad de los resultados y la reproducibilidad de los hallazgos.

Finalmente, se considera importante divulgar los resultados de este estudio en espacios académicos y clínicos, con el propósito de contribuir al fortalecimiento de la práctica optométrica basada en la evidencia y al mejoramiento continuo de los procesos de adaptación de lentes de contacto blandos en contextos universitarios y asistenciales.

Referencias

1. Efron N. Contact Lens Practice. 3rd ed. Elsevier; 2017.
2. González-Méijome JM, Villa-Collar C, Montes-Micó R. The role of corneal diameter and topography in soft contact lens fitting. Cont Lens Anterior Eye. 2008;31(3):161–8.
3. Young G. Evaluation of soft contact lens fitting. Cont Lens Anterior Eye. 1996;19(4):175–86.
4. Contamac. In Contact: Chapter 10 – Fitting Soft Contact Lenses [Internet]. 2024. Available from: https://contamac.com/wp-content/uploads/2024/12/In-Contact_Chapter-10.pdf
5. Morgan PB, Woods CA, Tranoudis IG, Efron N. International Contact Lens Prescribing in 2023. Contact Lens Spectrum. 2024 Jan;39(1):26–32.
6. Mandell RB. Contact Lens Practice. 4th ed. Springfield: Charles C. Thomas; 1988.
7. Read SA, Collins MJ, Carney LG. A review of astigmatism and the biomechanics of the cornea. Clin Exp Optom. 2007;90(1):5–17.
8. Vincent SJ, Alonso-Caneiro D, Collins MJ. Corneal and conjunctival thickness and curvature in children: A comparative study of anterior ocular topography. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2013;54(1):55–63.
9. Examen con lampara de hendidura. Jnvisioncare.es. Recuperado 16 de abril de 2024, de: <https://www.jnvisioncare.es/sites/default/files/public/es/documents/educational>
10. Carrasco, Raquel. (S/f). Grado en Óptica y Optometría Recuperado el 29 de abril de 2024, de <https://core.ac.uk/download/pdf/232122919.pdf>
11. Aguirre, Jennifer; Reyes, Juliana (S/f-b). Materiales para Lentes de Contacto Blandos y su Influencia en el Inconfort de los Usuarios Recuperado el 29 de abril de 2024, de <https://repository.usta.edu.co/items/d9b289db-9f08-488b-925c-4d8481e50828>
12. Contact lens spectrum January 2018. (s/f). Clspectrum.com. Recuperado el 29 de abril de 2024, de <https://digital.clspectrum.com/publication/frame.php?i=466115&p=&pn=&ver=html5>
13. Ramírez, S. M. G. (s/f). Lentes de contacto o. Edu.co. Recuperado el 22 de abril de 2024, de https://ciencia.lasalle.edu.co/cgi/viewcontent.cgi?article=1019&context=edunisalle_optometria-oftalmologia

14. Evaluación de la sagita corneal en ojos con queratocono(S/f). Upc.edu. Recuperado el 23 de abril de 2024, de <https://upcommons.upc.edu/bitstream/2117/184318/1/jofre.beltran+-+TFM+-+Evaluacion+de+la+sagita+corneal+en+ojos+con+queratocono+-+Jofre+Beltran.pdf.com>
15. Breve, D. (s/f). Protocolo de practica clínica para la adaptación de lentes de contacto en superficie ocular sana. Educa.co. Recupeado el 23 de abril de 2024 de: <https://repositorio.uan.edu.co/items/3567beae-d510-4b12-882f-e35b2bb59559>
16. Guía de adaptación(S/f-b). Lumilent.com. Recuperado el 23 de abril de 2024, de https://www.lumilent.com/wp-content/uploads/guias/Lumilent_Gu%C3%ADa_Adaptaci%C3%B3n.pdf
17. Merck Manual. (2024, febrero). Lentes de contacto. Manual Merck versión para profesionales. Recuperado de <https://www.merckmanuals.com/es-us/professional/trastornos-oft%C3%A1lmos/defectos-de-la-refracci%C3%B3n/lentes-de-contacts>
18. Estradé, M. (2023, 7 de junio). ¿Cómo se fabrican las lentillas? <https://www.lentillassi.es/blog/como-se-fabrican-las-lentillas-vamos-a-descubrirlo/>
19. Boyd, K. (2024, septiembre 17). Lentes de contacto. American Academy of Ophthalmology. <https://www.aao.org/salud-ocular/anteojos-lentes-de-contacts/lentes-de-contacts>
20. Camacho-Sandoval J. Coeficiente de concordancia para variables continuas. Acta méd costarric 2008;211–2.
21. Oviedo HC, Campo-Arias A. Aproximación al uso del coeficiente alfa de Cronbach. Rev Colomb Psiquiatr 2005;34:572–80
22. (S/f-b). Evaluación de la cantidad y calidad de la película lagrimal y su asociación con la exposición a agentes citostáticos en el personal clínico del Servicio de Oncología del Hospital Naval Almirante Nef Recuperado el 14 de agosto de 2024, de http://opac.pucv.cl/pucv_txt/txt-5500/UCC5972_01.pdf
23. (S/f-c). Estudios de las características del parpadeo, y su relación con los movimientos sacádicos, en distintas condiciones controladas por lectura. Recuperado el 14 de agosto de 2024, de: https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/89328/margarita.rodriguez.montiel%20-%20marga_rodriguez_montiel_tfm.pdf

24. Grosvenor T. Optometría de atención primaria. 5ª ed. St. Louis: Elsevier; 2007 [Internet]. [citado 12 de mayo de 2025]. Disponible en: <https://es.scribd.com/document/761832422/Primary-Care-Optometry-5th-Ed-Copy>
25. Correa- Andrea. Malposiciones palpebrales y su influencia en la topografía corneal previa y posterior a la corrección quirúrgica de pacientes atendidos en el hospital militar central. Recuperado de: <https://repository.unimilitar.edu.co/bitstream/handle/10654/34912/CorreaAcostaAndrea2019.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
26. Quintela, A. (s.f.). El Teorema Central del Límite. Recuperado de: <https://bookdown.org/aquintela/EBE/el-teorema-central-del-limite.html>
27. “Fitting Custom Soft Lenses” de Resnick & Sorkin (2024) en Contact Lens Spectrum.
28. “The lens should adequately overlap the bulbar conjunctiva through 360 degrees in all positions of gaze... Corneal coverage and lens centration is best marked ...”
Enlace: Evaluating and Recording Soft Contact Lens Fit.
29. “Movement needs to be adequate for good tear exchange, but not excessive reducing patient comfort.” Enlace: Chapter 10 Fitting Soft Contact Lenses (PDF)
30. “The push-up test was the most accurate single test of lens fit acceptability ... having a high sensitivity for both tight (92 %) and loose (80 %) lens fits.”
Enlace: Evaluation of soft contact lens fitting characteristics – Young et al

Apéndice

Apéndice A. Consentimiento informado.

Documento de bioética

Nombre del Selección del método ideal para el cálculo del radio de curvatura
Estudio: posterior de los lentes de contacto blandos.

Investigador Correo:

Responsable: Felipe.hincapie@ustabuca.edu.co, Valentina.plata@ustabuca.edu.co

Felpe Hincapié

López y

Valentina Plata

Cardona

Depto/UDA Universidad Santo Tomás Seccional Bucaramanga

El propósito de esta información es ayudarle a tomar la decisión de participar, -o no-, en una investigación médica.

Tome el tiempo que requiera para decidirse, lea cuidadosamente este documento y hágale las preguntas que desee al optómetra o al personal del estudio.

Objetivos de la investigación: determinar cuál es el mejor método calcular la curva de un lente de contacto blando en un grupo de estudiantes universitarios durante el año 2025.

Usted ha sido invitado/a participar en este estudio porque hace parte de la comunidad de estudiantes activos de la Universidad Santo Tomás para el segundo semestre 2025 y es mayor de 18 años

Procedimientos de la investigación: A usted se le pedirá que permita realizar la evaluación de su superficie ocular, más específicamente la parte corneal y lagrimal, además de la adaptación de dos diferentes lentes de contacto blando en sus ojos.

Beneficios: usted puede beneficiarse, en que, a futuro, los cálculos para las adaptaciones de lentes de contacto por primera vez sean más precisas, y se pueda tener una experiencia mucho más cómoda, segura y en un tiempo menor al que usualmente se viene realizando, puesto que al poner en práctica ambos métodos, se puede llegar a una conclusión en donde el promedio de las adaptaciones de lentes de contacto blandos a futuro tenga un porcentaje de éxito mayor. Además, podrá saber cuál es el estado de su superficie ocular y se le podrán dar indicaciones de ser necesario para que asista a consulta de optometría y se le pueda dar un manejo adecuado dependiendo de su condición.

Riesgos: este estudio representa un riesgo mínimo, debido a que se le realizarán procedimientos en los cuales se hará contacto con su superficie ocular, sin embargo, las acciones a realizar hacen parte de una rutina cotidiana en la práctica universitaria de optometría. Posibles riesgos del proyecto:

- fatiga ocular durante la evaluación con lámpara de hendidura o en la inserción del lente de contacto.
- reacciones adversas, como irritaciones o alergia por los materiales utilizados.
- el riesgo que se asume en esta investigación se ve reflejado en la posible alteración de la integridad del epitelio corneal, por lo tanto, si existe algún síntoma por la inserción del lente de contacto será contrarrestado con la instilación de lubricante ocular, de ser necesario se remitirá a valoración optométrica u oftalmológica.

Para evitar estos riesgos, debe seguir las indicaciones del personal calificado para realizar estas evaluaciones.

Medidas preventivas:

- supervisión continua durante las mediciones para detectar errores.
- selección de los participantes con criterios de inclusión adecuados y de esta manera minimizar riesgos.

- se cuenta con un profesional encargado de la revisión especialista en segmento anterior y lentes de contacto.
- información clara y consentimiento informado, explicando al participante los procedimientos y posibles molestias

Costos y compensaciones: la participación en esta investigación no tendrá ningún costo para usted y tampoco recibirá ningún pago.

Confidencialidad de la información: la información obtenida se mantendrá en forma confidencial y sólo se utilizará para fines del estudio. el formato de la historia clínica y registros asistenciales de los participantes serán diferenciados mediante una asignación de código que permita distinguirlo claramente en el sistema de la investigación. De esta manera se facilita el seguimiento y el manejo de información, garantizando la confidencialidad y protección de los datos personales, además, se le entregará una copia del consentimiento escaneado a través de su correo electrónico si lo solicita, Cumpliendo las normativas vigentes de protección de datos y ética de investigación, según resolución 84-30.

Es posible que los resultados obtenidos sean presentados en revistas y conferencias médicas, sin embargo, su nombre no será conocido.

Voluntariedad: su participación en esta investigación es completamente voluntaria. Usted tiene el derecho a no aceptar participar o a retirar su consentimiento y retirarse de esta investigación en el momento que lo estime conveniente. Al hacerlo, no se verán afectada la prestación de servicios en la Universidad Santo Tomas Bucaramanga. Si usted retira su consentimiento, sus datos serán eliminados y la información obtenida no será utilizada.

Preguntas: si tiene preguntas acerca de esta investigación médica puede contactar a Felipe Hincapié López o a Valentina Plata Cardona al correo. (Felipe.hincapie@ustabuca.edu.co y Valentina.plata@ustabuca.edu.co) o al docente a cargo María Catalina Morón Barreto (maria.moron@ustabuca.edu.co),

Declaración de consentimiento: al firmar este formulario, yo certifico todo lo siguiente:

1. ☐ he leído la información anterior, o esta me ha sido leída en presencia de testigos.
2. ☐ he tenido la oportunidad de hacer preguntas al respecto y las preguntas que he realizado me han sido respondidas satisfactoriamente.
3. ☐ yo voluntariamente acepto hacer parte del estudio de investigación y entiendo que recibiré una copia firmada este consentimiento informado.
4. ☐ yo entiendo que puedo hacer cualquier pregunta en cualquier momento sobre el estudio de investigación a los investigadores Felipe Hincapié López y Valentina Plata Cardona.
5. ☐ yo entiendo que soy libre de retirarme del estudio de investigación en cualquier momento sin justificar mi decisión y sin afectar la atención médica que se me presta.
6. ☐ yo autorizo la utilización de todos los registros o resultados, incluyendo la de los registros médicos

Nombre del participante

Firma del participante

Cédula

Fecha (día/mes/año)

Nombre del testigo

Firma del testigo y fecha

Investigador (o persona que solicita el consentimiento)

Certifico que he explicado al participante cuyo nombre aparece como voluntario sobre la naturaleza y el propósito del estudio, beneficios potenciales, y razonablemente los riesgos previsibles asociados a la participación en este estudio. Confirmando que el consentimiento se ha dado libre y voluntariamente. He contestado las preguntas formuladas por los participantes y han sido testigos de la firma anterior. Una copia de este consentimiento informado ha sido entregada al participante.

Nombre del Investigador/persona que toma el consentimiento

Firma del investigador /persona que toma el consentimiento

Fecha (Día/mes/año)

Apéndice B. *Plantilla de recolección de datos.*

COMPARACIÓN DE DOS METODOS DE CALCULO DE LENTES BLANDOS PRIMERA PRUEBA

Cuando envíe este formulario, no recopilará automáticamente sus detalles, como el nombre y la dirección de correo electrónico, a menos que lo proporcione usted mismo.

1. CODIGO HC

El valor debe ser un número.

2. FECHA DE ATENCIÓN

Especifique la fecha (d/M/yyyy)



3. METODO DE CALCULO

☐ METODO 1

☐ METODO 2

4. CB LENTE DE PRUEBA

☐ 8.6

☐ 8.5

5. USA GAFAS

☐ SI

☐ No

6. CIRUGIA OCULAR PREVIA

☐ SI

☐ No

7. USUARIO DE LENTES DE CONTACTO

☐ SI

☐ No

8. LE HAN RECETADO TTO PARA OJO SECO?

☐ SI

☐ No

☐ NO SABE

9. ¿TIENE ALGUNO DE ESTOS SINTOMAS?

☐ ARDOR OCULAR

☐ RESEQUEDAD

☐ OJO ROJO

10. ¿TIENE ALGUNA ALTERACIÓN DE SUPERFICIE OCULAR?

☐ SI

☐ NO

☐ NO SABE

11. DX?

Escriba su respuesta

12. QUERATOMETRIA OD

Escriba su respuesta

13. QUERATOMETRIA OI

Escriba su respuesta

14. SCHIRMER OD

Escriba su respuesta

15. SCHIRMER OI

Escriba su respuesta

16. BUT OD

Escriba su respuesta

17. BUT OI

Escriba su respuesta

18. INTERVALO DE PARPADEO

Escriba su respuesta

19. IPO

☐ MAYOR A 1

☐ IGUAL A 1

☐ MENOR A 1

20. TINCIÓN CON FLUORESCEINA

☐ OD -

☐ OD +

☐ OI -

☐ OI +

21. ALTURA DE MENISCO LAGRIMAL

☐ ADECUADO OD

☐ ALTERADO OD

☐ ADECUADO OI

☐ ALTERADO OI

22. GLANDULAS DE MEIBOMIO

☐ PERMEABLES OD

☐ OBSTRUIDAS OD

☐ PERMEABLES OI

☐ OBSTRUIDAS OI

23. BIOMICORSCOPIA OD

Escriba su respuesta

24. BIOMICORSCOPIA OI

Escriba su respuesta

25. DHIV OD

Escriba su respuesta

26. DHIV OI

Escriba su respuesta

27. D. PUPILAR OD

Escriba su respuesta

28. D. PUPILAR OI

Escriba su respuesta

29. HENDIDURA OD

Escriba su respuesta

30. HENDIDURA OI

Escriba su respuesta

31. TONICIDAD OD

- ☐ LAXO
- ☐ NORMOTENSO
- ☐ TENSO

32. TONICIDAD OI

- ☐ LAXO
- ☐ NORMOTENSO
- ☐ TENSO

33. CENTRAJE DEL LENTE OD

- ☐ CENTRADO
- ☐ DESCENTRADO LEVEMENTE
- ☐ DESCENTRADO MODERADO

34. CENTRAJE DEL LENTE OI

- ☐ CENTRADO
- ☐ DESCENTRADO LEVEMENTE
- ☐ DESCENTRADO MODERADO
- ☐ DESCENTRADO SEVERO

35. MOVIMIENTO DEL LENTE OD

- ☐ 0.5mm a 1 mm
- ☐ menor a 0.5 mm
- ☐ mayor a 0.5 mm

36. MOVIMIENTO DEL LENTE OI

- ☐ 0.5mm a 1 mm
- ☐ menor a 0.5 mm
- ☐ mayor a 0.5 mm

37. PUSH UP OD

- ☐ FACIL D Y R
- ☐ MODERADO D Y R
- ☐ DIFICIL R

38. PUSH UP OI

- ☐ FACIL D Y R
- ☐ MODERADO D Y R
- ☐ DIFICIL R

39. COMODIDAD

1

TOLERANCIA

2

TOLERANCIA

3

TOLERANCIA

4

TOLERANCIA

5

TOLERANCIA

6

TOLERANCIA

7

TOLERANCIA

8

TOLERANCIA

9

TOLERANCIA

10

TOLERANCIA