

**INFLUENCIA DEL USO DE LENTES DE CONTACTO ESCLERALES
EN LA PRESIÓN INTRAOCULAR**

**TANIA XIMENA RODRIGUEZ BUSTOS
REINY VALENTINA BRAVO USAQUÉN**

**UNIVERSIDAD EL BOSQUE
FACULTAD DE MEDICINA
PROGRAMA DE OPTOMETRÍA
BOGOTÁ DC.
2023**

**INFLUENCIA DEL USO DE LENTES DE CONTACTO ESCLERALES
EN LA PRESIÓN INTRAOCULAR**

**TANIA XIMENA RODRIGUEZ BUSTOS
REINY VALENTINA BRAVO USAQUEN**

Trabajo de grado para optar al título de Optómetra

DIRECTORA DISCIPLINA

DRA. ALEJANDRA MENDIVELSO SUÁREZ

Optómetra - Magíster en Ciencias de la visión

DIRECTORA METODOLÓGICA

DRA. DIANA GARCÍA LOZADA

Optómetra, Magíster en Epidemiología clínica

UNIVERSIDAD DEL BOSQUE

FACULTAD DE MEDICINA

PROGRAMA OPTOMETRÍA

BOGOTÁ D.C

2023

PÁGINA DE APROBACIÓN DE TRABAJOS DE GRADO

Los suscritos directores con base en los criterios científicos, metodológicos, éticos y después de haber revisado el documento denominado:

“INFLUENCIA DEL USO DE LENTES DE CONTACTO ESCLERALES EN LA PRESIÓN INTRAOCULAR”

Presentado como requisito de grado por los estudiantes:

**REINY VALENTINA BRAVO USAQUÉN
TANIA XIMENA RODRIGUEZ BUSTOS**

Para optar al título de:

OPTÓMETRA

Deciden asignar al documento presentado la calificación de:

APROBADO

Firmado en Bogotá D.C, el 24 del mes de noviembre de 2023

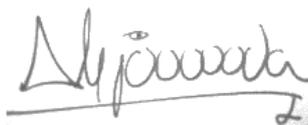


DIANA GARCÍA LOZADA
DIRECTOR DE TRABAJO DE GRADO
PROGRAMA DE OPTOMETRÍA



ALEJANDRA MENDIVELSO SUÁREZ
DIRECTORA DE TRABAJO DE GRADO
PROGRAMA DE OPTOMETRÍA

En constancia de lo anterior firman la Coordinadora Académica y el Director del Programa de Optometría



ALEJANDRA MENDIVELSO SUÁREZ
COORDINADORA ACADÉMICA
PROGRAMA DE OPTOMETRÍA



REINALDO ACOSTA MARTÍNEZ
DIRECTOR
PROGRAMA DE OPTOMETRÍA

NOTA DE SALVEDAD DE RESPONSABILIDAD INSTITUCIONAL

“La Universidad El Bosque no se hace responsable de los conceptos emitidos por los investigadores en su trabajo, solo velará por el rigor científico, metodológico y ético del mismo, en aras de la búsqueda de la verdad y la justicia”.

AGRADECIMIENTOS

Quisiéramos expresar nuestro sincero agradecimiento a todas aquellas personas que han contribuido de manera significativa a la realización de esta monografía.

En primer lugar, queremos agradecer a nuestra directora metodológica, Diana García, por su orientación experta, paciencia y valiosos comentarios a lo largo de este proceso. Su dedicación y apoyo fueron fundamentales para dar forma a este trabajo de investigación.

Agradecemos también a nuestros compañeros de clase y amigos que brindaron su tiempo y esfuerzo para discutir ideas, proporcionar retroalimentación y ofrecer un valioso respaldo emocional durante los momentos desafiantes.

Nuestra gratitud se extiende a nuestras familias por su constante aliento y comprensión. Su apoyo incondicional ha sido nuestra mayor motivación.

Además, agradecemos a todas las fuentes, autores y académicos cuyas contribuciones forman la base de esta monografía. Sus trabajos han sido una inspiración y un recurso invaluable.

Finalmente, queremos expresar nuestro agradecimiento a todos aquellos que, de alguna manera, contribuyeron a este proyecto, ya sea a través de entrevistas, encuestas o simplemente brindando su perspectiva única.

Este trabajo no habría sido posible sin la colaboración y el apoyo de todas estas personas, y por eso estamos sinceramente agradecido.

CONTENIDO

RESUMEN	5
ABSTRACT	6
INTRODUCCIÓN	7
1. ANATOMÍA DEL SEGMENTO ANTERIOR	8
1.1 Cuerpo ciliar	8
1.2 Malla trabecular	8
1.3 Canal de Schlemm y canales colectores	9
1.4 Venas acuosas	9
1.5 Venas esclerales	9
2. PRESIÓN INTRAOCULAR	10
2.1 Valores normales de la presión intraocular	10
2.2 Causas de la presión intraocular elevada	11
3. TONOMETRÍA	11
3.1 Tipos de tonometría	12
3.1.1 <i>Tonometría de Goldmann</i>	12
3.1.2 <i>Tonometría de Perkins</i>	12
3.1.3 <i>Tonometría de aire</i>	13
3.1.4 <i>Tonometría de rebote</i>	13
4. LENTES DE CONTACTO ESCLERALES	14
4.1 Características y propiedades	16
4.1.1 <i>Permeabilidad al oxígeno</i>	17
4.1.2 <i>Humectabilidad</i>	17
4.1.3 <i>Diámetro</i>	18
4.1.4 <i>Rendimiento óptico</i>	18
4.2 Indicaciones	19
4.3 Contraindicaciones	20
4.3.1 <i>Densidad de células endoteliales</i>	20
4.3.2 <i>Glaucoma</i>	20
4.4 Soluciones de limpieza	21
4.4.1 <i>Lesión e infección</i>	21
5. RELACIÓN ENTRE EL USO DE LENTES DE CONTACTO ESCLERALES Y LA PRESIÓN INTRAOCULAR	21
CONCLUSIÓN	26
REFERENCIAS	28

RESUMEN

Los lentes de contacto esclerales son dispositivos utilizados en el tratamiento de afecciones oculares como el queratocono, la degeneración marginal pelúcida y la enfermedad del ojo seco. Su selección y ajuste dependen de varios factores, incluyendo el diámetro corneal, la profundidad sagital y la morfología ocular. Estos lentes proporcionan una superficie de apoyo uniforme en la esclera sin tocar la córnea, mejorando la comodidad y la calidad visual.

A pesar de la preocupación inicial sobre el aumento de la presión intraocular (PIO) relacionado con el uso de lentes esclerales, la mayoría de los estudios sugieren que los cambios en la PIO durante el uso a corto plazo son modestos en adultos jóvenes sanos. Sin embargo, la variabilidad en los resultados puede atribuirse a diferencias en la metodología de medición. Además, se ha planteado la hipótesis de que la extracción del lente puede aumentar la PIO debido a la compresión de la vena acuosa y la estasis vascular, así como a la inflamación corneal inducida por hipoxia.

En última instancia, los beneficios de los lentes de contacto esclerales en el tratamiento de enfermedades oculares superan los riesgos potenciales asociados con la PIO. No obstante, se requiere una mayor investigación para comprender completamente estos efectos y optimizar su aplicación clínica.

Palabras clave: lente escleral, presión intraocular, glaucoma, tonometría, superficie ocular.

ABSTRACT

Scleral contact lenses are devices used in the treatment of eye conditions such as keratoconus, pellucid marginal degeneration, and dry eye disease. Their selection and fitting depend on various factors, including corneal diameter, sagittal depth, and ocular morphology. These lenses provide a uniform support surface on the sclera without touching the cornea, improving comfort and visual quality.

Despite initial concerns about increased intraocular pressure (IOP) related to the use of scleral lenses, most studies suggest that changes in IOP during short-term use are modest in healthy young adults. However, variability in results may be attributed to differences in measurement methodology. Additionally, it has been hypothesized that lens removal may increase IOP due to compression of the aqueous vein and vascular stasis, as well as hypoxia-induced corneal inflammation.

Ultimately, the benefits of scleral contact lenses in the treatment of eye diseases outweigh the potential risks associated with IOP. Nevertheless, further research is needed to fully understand these effects and optimize their clinical application.

Keywords: scleral lens, intraocular pressure, glaucoma, tonometry, ocular surface.

INTRODUCCIÓN

La presión intraocular (PIO) se encuentra meticulosamente regulada y sus alteraciones a menudo desempeñan un papel crucial en el desarrollo de afecciones como el glaucoma, la uveítis y el desprendimiento de retina. La PIO representa un equilibrio delicado entre la producción y el drenaje del humor acuoso, y este equilibrio se ve influenciado por el aumento de la presión arterial sistémica. Incrementos súbitos en la PIO pueden generar tensión mecánica y efectos isquémicos en la capa de fibras nerviosas de la retina. Por otro lado, las disminuciones repentinas de la PIO pueden propiciar la formación de microburbujas a partir de gases disueltos en la microvasculatura, lo que conlleva a la embolia gaseosa y al subsiguiente daño tisular isquémico (1).

La presión intraocular elevada se erige como un factor de riesgo determinante en el desarrollo y la evolución del glaucoma. Diversas afecciones, tales como el glaucoma congénito, de ángulo cerrado y secundario, evidencian de manera inequívoca que el incremento en la presión intraocular es capaz de inducir una neuropatía óptica glaucomatosa. La investigación ha corroborado que el tratamiento orientado a la reducción de la PIO conlleva a una disminución en la progresión del glaucoma (2).

Además, de acuerdo con la información proporcionada por la Organización Mundial de la Salud (OMS), 153 millones de personas padecen problemas de refracción, comúnmente conocidos como hipermetropía, miopía y astigmatismo (3).

Un método de corrección óptica ampliamente utilizado es el empleo de lentes de contacto, que son dispositivos ópticos que interactúan estrechamente con la córnea, creando un sistema óptico continuo que corrige o neutraliza diversas anomalías visuales. Con el tiempo, estos lentes se han vuelto cada vez más populares gracias a su comodidad y atractivo estético (4).

Es de suma importancia profundizar en el conocimiento, ya que la presión intraocular elevada representa un factor de riesgo significativo en la evolución del glaucoma de ángulo abierto (GAA). Actualmente, la reducción de la PIO a través de intervenciones médicas, procedimientos láser o cirugía es el único enfoque terapéutico que ha demostrado disminuir el riesgo de desarrollo y progresión de la enfermedad glaucomatosa, así como mitigar el peligro asociado de pérdida de visión (5).

Esta revisión tiene como objetivo ofrecer información valiosa tanto a la comunidad de profesionales de la salud visual como a los usuarios de lentes de contacto esclerales, con el fin de mejorar y enriquecer el conocimiento, con el propósito de prevenir el aumento de la presión intraocular.

1. ANATOMÍA DEL SEGMENTO ANTERIOR

La zona de aterrizaje de un lente escleral se apoya en la conjuntiva peri-límbica que cubre la esclerótica, así como en algunas de las estructuras relacionadas con el flujo del humor acuoso. En esta sección, se presenta una visión general de los componentes estructurales y fisiológicos clave del segmento anterior del ojo que están implicados en la producción, circulación y drenaje del humor acuoso (6).

1.1 Cuerpo ciliar

El cuerpo ciliar se extiende desde la coroides y la retina en la parte posterior hasta el iris en la parte anterior, y se divide en dos regiones principales: la pars plana y la pars plicata. La pars plana se encuentra detrás de la pars plicata y se conecta con la coroides y la retina. La región anterior, la pars plicata (que incluye las apófisis ciliares y el músculo ciliar), desempeña un papel fundamental en la producción de humor acuoso, principalmente a través de procesos de transporte activo, además de la difusión y la ultrafiltración. Debido a la ubicación profunda del cuerpo ciliar en la cámara posterior del ojo, es poco probable que esta estructura se vea significativamente afectada durante el uso de lentes esclerales. Actualmente, no existen pruebas que indiquen que el uso de lentes esclerales afecte la producción de humor acuoso. En un ojo sano, el humor acuoso fluye dentro y fuera de la cámara anterior a una velocidad de aproximadamente 2,75 $\mu\text{l}/\text{min}$. Las tasas de producción son relativamente estables y no dependen en gran medida del flujo sanguíneo hacia el cuerpo ciliar, aunque la producción puede disminuir cuando el flujo sanguíneo se reduce al 75% de lo normal, según se ha observado en modelos animales (6).

1.2 Malla trabecular

El sistema de drenaje del humor acuoso desde la cámara anterior del ojo comienza en la malla trabecular (TM), una estructura compleja ubicada en el ángulo iridocorneal, compuesta por una densa matriz extracelular y láminas lamelares cubiertas de células endoteliales. La TM se divide en tres secciones funcionales: la malla corneoescleral, la malla uveal y el tejido yuxtacanalicular. El humor acuoso es inicialmente filtrado a través de la malla corneoescleral, donde los desechos recogidos por el humor acuoso son fagocitados y digeridos. La malla uveal se vuelve más densa a medida que se acerca al tejido yuxtacanalicular, que consiste en 2 a 5 capas de células amorfas en una matriz extracelular suelta. Esta región ofrece la mayor resistencia al flujo de salida del humor acuoso en comparación con el resto de la TM. Aunque no se han realizado estudios específicos para evaluar cambios en la TM durante el uso de lentes esclerales, la tecnología actual, como la tomografía de coherencia óptica (OCT) y otras técnicas de imagen, permite el seguimiento en tiempo real de las vías de salida del

humor acuoso. Los estudios futuros pueden aprovechar esta tecnología para visualizar el flujo de salida del humor acuoso durante el uso de lentes esclerales (6).

1.3 Canal de Schlemm y canales colectores

El flujo del humor acuoso es impulsado por movimientos pulsátiles y gradientes de presión, que lo dirigen a través de la membrana trabecular hacia el canal de Schlemm. Desde allí, se desplaza radialmente a través de los canales colectores y finalmente se encamina hacia las venas. El canal de Schlemm, con un diámetro promedio de $121 \pm 45 \mu\text{m}$ en condiciones in vivo, rodea el área limbal en forma anular. Está compuesto por células endoteliales interconectadas mediante uniones estrechas y se encuentra rodeado por una delgada capa de tejido conectivo, principalmente compuesta por fibrocitos y colágeno. El canal de Schlemm se conecta con aproximadamente 24-35 canales colectores de diversas formas y tamaños, que a su vez se vinculan con las venas del humor acuoso y las vías de drenaje episclerales (6).

1.4 Venas acuosas

Las venas acuosas son pequeños vasos que sirven como la última etapa en el transporte del humor acuoso hacia su salida en la circulación venosa. Comparten una luz con los canales colectores y establecen la conexión con las venas episclerales. Cuando el humor acuoso se incorpora a la circulación sanguínea general a través de las venas episclerales, a menudo se observa un gradiente de líquido diluido con un aspecto similar al de la sangre. Aproximadamente la mitad de estas pequeñas venas se encuentran en el limbo profundo, mientras que el resto tiene origen en las asas limbares anteriores y la parte más posterior de la esclerótica. Estas venas varían en longitud desde menos de 1 mm hasta 10 mm. Por lo general, solo algunas de estas venas acuosas son visibles en el ojo, generalmente en las proximidades del limbo inferior (6).

1.5 Venas esclerales

Las venas intraesclerales y episclerales son responsables de transportar el flujo de salida del humor acuoso hacia las venas del vórtice para su eliminación del ojo. Las venas episclerales, ubicadas más hacia la parte anterior, generalmente se consideran la vía principal de salida del humor acuoso. Además, existen pequeñas venas episclerales tributarias que drenan las venas acuosas y se unen a las venas episclerales más grandes antes de llegar al sistema venoso. Estos vasos tributarios normalmente contienen sangre y mantienen un equilibrio de presión oscilatorio con las venas del humor acuoso, pero el humor acuoso puede ingresar en ellos cuando la presión pulsátil aumenta en las estructuras de salida aguas abajo, es decir, las venas episclerales (6).

2. PRESIÓN INTRAOCULAR

La presión intraocular (PIO) es una medida que refleja la magnitud de la fuerza ejercida por el humor acuoso sobre la superficie interna del ojo anterior. Teóricamente, la PIO se puede calcular mediante la ecuación de Goldman, que se expresa como $PIO = (F/C) + P$, donde F representa el flujo de humor acuoso que entra, C representa el flujo de humor acuoso que sale y P es la presión venosa episcleral. Cualquier cambio o variación en cualquiera de estas variables inevitablemente afectará la PIO (7).

La malla trabecular es una estructura formada por vigas fenestradas y láminas de matriz extracelular (ECM), recubiertas con células de tipo endotelial, y se encuentra en estrecha proximidad al canal de Schlemm. La malla trabecular permite el drenaje continuo del humor acuoso a una velocidad de aproximadamente 2,75 $\mu\text{l}/\text{min}$, permitiendo que este salga de la cámara anterior del ojo. El flujo de entrada del humor acuoso es bastante constante y no responde de manera significativa a cambios en la presión, lo que significa que la regulación de la presión intraocular (PIO) se lleva a cabo principalmente a través de la resistencia al flujo del humor acuoso. Se cree que la mayor parte de esta resistencia al flujo del humor acuoso se debe a la matriz extracelular ubicada en la parte más profunda de la malla trabecular y a la lámina basal que recubre la pared interna del canal de Schlemm (8).

Las fluctuaciones en la presión intraocular también pueden ocurrir en otras cirugías intraoculares, como la trabeculectomía, que se realiza para prevenir la pérdida de visión en pacientes con glaucoma. Es importante tener en cuenta que esta disminución súbita de la PIO desempeña un papel crítico, ya que, en ocasiones, incluso cuando se logra con éxito el objetivo posoperatorio de reducción de la PIO, la trabeculectomía no siempre logra preservar la capa de fibras nerviosas de la retina. Los cirujanos deben ser cuidadosos en estos casos, ya que una disminución repentina de la PIO puede generar la formación de microburbujas que obstruirán los microvasos sanguíneos, lo que a su vez provocará hipoxia tisular, isquemia y daño irreversible en la capa de fibras nerviosas de la retina (9).

2.1 Valores normales de la presión intraocular

La definición de normalidad y el establecimiento de un rango normal son elementos esenciales para la evaluación de los valores clínicos. Conocer el valor promedio y la desviación estándar nos permite determinar si los valores clínicos se encuentran dentro o fuera de ese rango. En el caso de la presión intraocular, comúnmente se considera que los valores entre 7 y 21 mmHg son normales, ya que no suelen asociarse con efectos adversos inmediatos. No obstante, cuando se mide la presión intraocular en un grupo de adultos jóvenes y sanos, es poco común encontrar valores por encima de 17 mmHg, lo que los hace motivo de sospecha. En adultos jóvenes y sanos, la presión intraocular normal durante el día

se sitúa en torno a 12 ± 2 mmHg, y se incrementa aproximadamente en 1 mmHg por cada década después de los 40 años (10).

2.2 Causas de la presión intraocular elevada

La homeostasis de la presión intraocular es crucial para la salud y el funcionamiento adecuado de los ojos. Cualquier alteración en este delicado equilibrio puede tener consecuencias graves y contribuir a la patogénesis de trastornos como el glaucoma, la uveítis y el desprendimiento de coroides. Estos trastornos pueden tener un impacto devastador en la visión y la salud ocular, por lo que el mantenimiento de una presión intraocular dentro de los rangos normales es esencial (7).

El glaucoma primario de ángulo abierto es una enfermedad crónica que afecta al nervio óptico. Se caracteriza por la presencia de anomalías en el disco óptico, alteraciones en la estructura de las fibras nerviosas de la retina y la existencia de defectos reproducibles en el campo visual. Estas características son signos de daño al nervio óptico y son indicativas de la progresión de la enfermedad (11).

La presión intraocular (PIO) elevada está fuertemente vinculada al desarrollo de la muerte de las células ganglionares de la retina, lo que es un hallazgo característico en el glaucoma. Se cree que existen varios mecanismos que actúan como vínculo causal entre la elevación de la PIO y el desarrollo del glaucoma. Estos mecanismos pueden incluir factores como la compresión mecánica de las fibras nerviosas, cambios en la perfusión sanguínea, estrés oxidativo y desregulación de procesos neuroinflamatorios. La comprensión de estos mecanismos es fundamental para el diagnóstico y el tratamiento adecuado del glaucoma (11). La uveítis anterior es una inflamación que afecta al tracto uveal anterior y a menudo desequilibra la presión intraocular. En ciertos casos, la inflamación en la pars plicata del cuerpo ciliar puede llevar a la disfunción del mismo, resultando en una presión intraocular por debajo del rango normal. En otros casos, la inflamación en el tracto uveal anterior interrumpe el flujo del humor acuoso, lo que conduce a un aumento en la presión intraocular. En esta situación, la prolongada elevación de la presión intraocular puede dar lugar a una neuropatía óptica glaucomatosa, conocida como glaucoma inflamatorio (12).

3. TONOMETRÍA

Los tonómetros son instrumentos utilizados para llevar a cabo la tonometría, cuyo propósito principal es obtener una medición precisa de la presión PIO con el mínimo malestar para el ojo. El equilibrio entre la producción de humor acuoso en el ojo y su drenaje a través de la malla corneoescleral y la vía uveoescleral es esencial para mantener la homeostasis de la presión intraocular. Esta presión, resultado de dicho equilibrio, se distribuye uniformemente

en todos los puntos y direcciones dentro del ojo. Hasta el momento, la córnea es la única estructura ocular que se puede evaluar mediante tonometría externa. Cada técnica de tonometría tiene sus propias ventajas y limitaciones (13).

3.1 Tipos de tonometría

3.1.1 *Tonometría de Goldman*

La tonometría de aplanación de Goldman (GAT), desarrollada en la década de 1950, se fundamenta en la ley de Imbert-Fick. Esta ley establece que "la presión en una esfera llena de líquido y rodeada por una membrana infinitamente delgada y flexible se mide por la contrapresión que provoca el aplanamiento de la membrana a un plano". La GAT es una técnica de tonometría que se basa en este principio para medir la presión intraocular en el ojo humano (14).

El tonómetro de Goldman utiliza una superficie de aplanamiento con un diámetro de 3,06 mm, la cual se encuentra en el centro de un cilindro de plástico de 7 mm de diámetro total. Este cilindro de plástico está conectado a un brazo que se puede empujar hacia adelante mediante una perilla con resorte. La cantidad de fuerza aplicada en el cilindro se puede controlar con precisión y se lee en una escala en la perilla. El dispositivo se monta en un microscopio de lámpara de hendidura, y Goldman utilizó paquimetría óptica en la calibración del tonómetro de aplanación. Asumió un grosor corneal de 0,5 mm y señaló que teóricamente el grosor corneal podría influir en la lectura de la PIO. El tonómetro de aplanación de Goldman se considera el "estándar de oro" para su uso clínico. Sin embargo, tiene algunas limitaciones, ya que no es portátil, requiere una lámpara de hendidura para su uso y el paciente debe estar sentado durante la medición (14).

3.1.2 *Tonometría de Perkins*

El tonómetro de aplanación de Perkins es una versión portátil del tonómetro de Goldman (GAT) y también requiere la instilación tópica de fluoresceína para su uso.

Los tonómetros portátiles de mano tienen la ventaja de ser fácilmente transportables, lo que los hace ideales para exámenes de detección y para pacientes que pueden tener dificultades al utilizar un tonómetro con mentonera. Son especialmente útiles para determinar la curva diaria de la presión intraocular (PIO), incluso cuando el paciente está en posición supina. El tonómetro de Perkins muestra una estrecha concordancia con el GAT, con una diferencia promedio de 1,0 mmHg entre ambos tonómetros. Además, dado que la contención de la respiración (necesaria para las mediciones con el GAT, que se toman en posición sentada) y la compresión del tórax pueden causar aumentos temporales en la PIO, el tonómetro de Perkins puede proporcionar mediciones más precisas en casos de PIO falsamente elevada

debido a estos factores. Debido a su alta concordancia con el GAT y con las lecturas de mediciones intracamerulares, la tonometría de Perkins podría considerarse como el "estándar de oro" para la tonometría portátil (14).

3.1.3 Tonometría de aire

Goldman desarrolló el tonómetro de aplanación sin contacto en la década de 1950 con el propósito de ponerlo al alcance de los optometristas para realizar mediciones de tonometría de manera más accesible. En términos sencillos, este dispositivo utiliza una ráfaga de aire que provoca una aplanación temporal de la córnea. Durante este proceso, la superficie aplanada refleja un haz de luz infrarroja. La cantidad de luz reflejada durante el período de aplanación se compara con el tiempo que tomó el soplo de aire para lograr la aplanación, lo que permite que el dispositivo proporcione una medición electrónica de la presión intraocular (PIO). Además, ofrece la capacidad de medir la amplitud del pulso ocular y realizar mediciones tonográficas para estimar la eficiencia del flujo de salida del humor acuoso a través de la malla trabecular (14).

Históricamente, los tonómetros sin contacto no se consideraban la forma más precisa de medir la PIO, ya que existía la preocupación de que podrían sobreestimar las presiones bajas y subestimar las altas. Las versiones más antiguas de este tonómetro mostraban una buena concordancia con el tonómetro de aplanación de Goldman (GAT) en un rango de ± 3 mmHg, pero tendían a sobreestimar la PIO para presiones por debajo de 10 mmHg y subestimarla para valores por encima de 19 mmHg. Sin embargo, los tonómetros sin contacto modernos muestran una correlación muy buena con el GAT, aunque tienden a sobrestimar la PIO de manera sistemática en un rango de 0,12 a 0,58 mmHg (14).

En cuanto a la influencia de las propiedades corneales en las mediciones de tonometría sin contacto, es probable que estas estén más influenciadas por el grosor corneal central (CCT) que las mediciones del GAT. En córneas más delgadas, existe una mejor correlación entre los tonómetros, mientras que, en córneas más gruesas, la tonometría sin contacto tiende a proporcionar lecturas más altas que el GAT (14).

En resumen, los tonómetros sin contacto generalmente se consideran una forma rápida y sencilla de detectar la presión intraocular. Sus ventajas incluyen la preferencia de los pacientes, una menor dependencia del operador y la ausencia de riesgo de transmisión de infecciones (14).

3.1.4 Tonometría de rebote

El tonómetro de rebote de contacto se basa en el principio de rebote descrito por Dekking y Coster en 1967. Este dispositivo utiliza una sonda de luz que contiene un imán permanente. La sonda se lanza hacia el ojo mediante un solenoide y golpea la superficie ocular antes de

rebotar. El mismo solenoide, que contiene la sonda, se utiliza para detectar tanto el movimiento de la sonda como el impacto causado por esta. Esto se logra porque el movimiento del imán en la sonda induce un voltaje en el solenoide. Los parámetros de movimiento medidos durante el impacto se utilizan para estimar la presión intraocular (PIO). En esencia, este tonómetro de rebote de contacto aprovecha las fuerzas físicas y la interacción entre la sonda y el ojo para proporcionar una medición de la PIO de manera no invasiva (14).

El I-Care es un tonómetro portátil de mano que muestra la lectura de la presión intraocular (PIO) de manera digital y no requiere anestesia tópica. Después de realizar 6 mediciones, el dispositivo calcula automáticamente la presión media y la desviación estándar. El I-Care se ha demostrado ser útil en la práctica clínica como un tonómetro automático y es adecuado incluso para personal no especializado. Esto ha llevado a la sugerencia de que podría ser utilizado en estudios de detección llevados a cabo por personal no médico. Sin embargo, los informes recientes sobre la precisión del I-Care han sido contradictorios. Por ejemplo, Van der Jagt y Jansonius encontraron que el I-Care tiende a sobrestimar ligeramente la medición obtenida con el tonómetro de aplanación de Goldman (GAT) en aproximadamente 0,6 mmHg, aunque esta diferencia no resultó significativa en términos clínicos. Además, estos autores mencionaron que incluir el grosor de la córnea en el análisis de regresión no condujo a un aumento en la variabilidad de las mediciones de la PIO (14).

Es importante destacar que, según Nakamura et al., al estudiar una población que abarcaba desde individuos con presión intraocular (PIO) normal hasta hipertensos oculares y pacientes con glaucoma, encontraron que el tonómetro I-Care tendía a sobrestimar la PIO en comparación con el tonómetro de aplanación de Goldman (GAT), con una diferencia de aproximadamente $1,40 \pm 4,29$ mmHg. Además, notaron que esta disparidad tendía a aumentar a medida que aumentaba el grosor de la córnea. Sugirieron que el grosor corneal podría influir en la duración del impacto del tonómetro de rebote, lo que podría llevar a una sobreestimación en córneas más gruesas. Estos resultados han sido respaldados por varios otros informes. En contraste, se dispone de poca información sobre el uso del I-Care en córneas irregulares. Por ejemplo, Jóhannesson et al. observaron que, a diferencia de lo que ocurre con el GAT, la curvatura corneal no se correlacionaba con las mediciones de la PIO obtenidas con el I-Care (14).

4. LENTES DE CONTACTO ESCLERALES

Los lentes esclerales son una solución altamente efectiva en diversas situaciones, como la rehabilitación visual en córneas irregulares, el tratamiento terapéutico de enfermedades de la superficie ocular y la corrección de errores de refracción en ojos sanos. Esto se vuelve

especialmente relevante cuando otras opciones de tratamiento no producen los resultados deseados. Para lograr un desempeño óptimo de estos lentes, es crucial comprender la anatomía del lente escleral y la forma de la superficie ocular. Esta comprensión permite ajustar el diseño de los lentes de manera personalizada, optimizando la comodidad y los resultados visuales para cada paciente. En el proceso de adaptación de lentes esclerales, la instrumentación desempeña un papel fundamental. Tanto los métodos empíricos como los diagnósticos son herramientas valiosas que facilitan la adaptación inicial de los lentes. Además, la instrumentación también resulta esencial para abordar cualquier problema que pueda surgir en pacientes que ya utilizan lentes esclerales (15).

La Scleral Lens Education Society anteriormente clasificaba los lentes rígidos de gran diámetro en función de su tamaño, considerando el diámetro total del lente en relación con el diámetro horizontal del iris visible (por ejemplo, lentes corneoesclerales, mini esclerales, semiesclerales y esclerales grandes). Sin embargo, en la actualidad, cualquier lente que esté diseñado para cubrir completamente la córnea, incluyendo el limbo, y que tenga como objetivo aterrizar en la conjuntiva que recubre la esclerótica se considera un lente escleral. Esta definición más amplia abarca todos los lentes que siguen este principio y brindan beneficios similares en términos de corrección visual y comodidad (16).

El lente que tiene contacto parcial tanto con la córnea (ya sea en el centro o en la periferia) como con la esclerótica se denomina lente corneo-escleral. Un lente que reposa exclusivamente sobre la esclerótica se considera un lente escleral, independientemente de su tamaño. La Scleral Lens Education Society desaconseja el uso de la clasificación basada en el diámetro en la nomenclatura de los lentes esclerales para evitar confusiones, especialmente en casos de ojos extremadamente grandes o pequeños. Cabe destacar que algunos diseños de lentes que se clasifican como corneo-esclerales por su diámetro pueden, de hecho, descansar completamente sobre la esclerótica (16).

En la última década, los lentes de contacto esclerales (ScCL) han experimentado un notable resurgimiento de interés. Inicialmente, se empleaban principalmente en casos de afecciones oculares graves, como la ectasia corneal y problemas de exposición ocular, donde encontraban sus principales aplicaciones. No obstante, se ha observado un amplio crecimiento en las indicaciones de ScCL en la práctica de lentes de contacto, abarcando cada vez más a ojos con afecciones menos severas e incluso a aquellos sin problemas oculares aparentes. Los diseños actuales de lentes esclerales se han beneficiado significativamente del conocimiento detallado de la topografía de la superficie ocular obtenido mediante la tomografía de coherencia óptica (OCT), que puede describir la superficie ocular más allá de las limitaciones típicas de los topógrafos corneales convencionales (alrededor de 9 mm) o las cámaras de Scheimpflug (que cubren aproximadamente 12 mm) (16).

4.1 Características y propiedades

Los lentes de contacto esclerales son un tipo especializado de lente que se utiliza en el manejo de diversas condiciones oculares. Estos lentes son notablemente más grandes que los lentes de contacto convencionales, con diámetros que varían generalmente entre 15 y 20 mm, lo que es aproximadamente el doble del tamaño de un lente gas permeable típico y más grande que un lente blando. Estos lentes se fabrican a medida para cada ojo y son permeables al gas. Su diseño está pensado para que descansen en la esclera blanca del ojo, que es mucho menos sensible que la córnea, evitando así el contacto con esta última, que suele estar más propensa a padecer problemas. Estas características hacen que los lentes esclerales proporcionen comodidad inmediata, faciliten el proceso de adaptación y resulten sumamente confortables para el paciente (17).

Los lentes esclerales presentan propiedades únicas que los hacen destacar. En primer lugar, crean una superficie ocular regular que proporciona una visión clara y nítida. Además, se adaptan cómodamente debajo de los párpados y descansan en la esclerótica, lo que brinda una estabilidad excepcional. Un aspecto crucial de los lentes esclerales es que su sección óptica se llena con una reserva de fluido que actúa como un vendaje líquido entre el lente y la córnea. Este fluido mantiene el ojo húmedo, cómodo y saludable. Para lograr esto, se utiliza una solución salina estéril para llenar el lente antes de la inserción, o en algunos casos, lubricantes oculares libres de preservantes. Esta característica es especialmente beneficiosa para el tratamiento de condiciones oculares como el queratocono, las secuelas de un trasplante de córnea, el ojo seco y después de cirugías refractivas. El vendaje líquido forma una capa perfectamente regular sobre la superficie corneal, lo que ayuda a corregir las irregularidades de la córnea y minimizar las aberraciones, lo que resulta en una notable mejora en la calidad de la visión (17).

La zona óptica de un lente escleral alberga la corrección refractiva y se puede personalizar de manera similar a los lentes corneales rígidos. Esto significa que la zona óptica puede tener una forma elíptica para optimizar el ajuste del lente, o estar desplazada del centro geométrico para mejorar la alineación de la óptica con la pupila. Además de incluir correcciones para el astigmatismo residual mediante la toricidad de la superficie frontal, también se pueden manipular las características esféricas de la superficie frontal del lente para minimizar las aberraciones residuales. Este enfoque permite una adaptación más precisa y personalizada de los lentes esclerales para cada paciente, maximizando así la calidad de la visión (15).

La zona de transición se encuentra entre la zona óptica y la zona de apoyo, también conocida como zona de periferia media o limbal. Su función es conectar la zona óptica con el comienzo de la zona de apoyo y determinar la altura sagital del lente. En términos generales, la configuración de esta zona es independiente de los parámetros de las demás áreas del lente. En el caso de lentes esclerales de gran diámetro, la zona de transición asegura que el lente

se mantenga separado de la córnea y el limbo, lo que contribuye a la comodidad y estabilidad del lente (15).

La zona de apoyo se encuentra en contacto con el tejido conjuntival que recubre la esclerótica y puede tener diversas formas, como esférica, tórica, de cuadrante, específica para varios meridianos o personalizada según la impresión ocular o el perfil escleral. La configuración de la zona de aterrizaje influye en factores como el sellado del lente, la succión, el centrado y la compresión tisular. Además, se pueden realizar personalizaciones adicionales, como muescas o bóvedas locales para evitar anomalías conjuntivales, fenestraciones para reducir la succión y facilitar la extracción de lentes, canales de ventilación para mejorar el intercambio de fluidos entre la zona de aterrizaje y la zona óptica, y modificaciones destinadas a la estabilización, como balasto o diseños de losa exterior. Estas adaptaciones permiten una mayor comodidad y eficacia en el uso de lentes esclerales (15).

Los lentes esclerales son considerablemente más gruesos que los lentes corneales rígidos, lo que ayuda a minimizar la posible deformación y flexión del lente en el ojo. Sin embargo, la flexión anterior del cristalino a menudo está relacionada con la interacción entre la zona de apoyo y la elevación escleral. Este mayor grosor tiene implicaciones para el suministro de oxígeno a la córnea, especialmente cuando se utilizan materiales de lentes con menor coeficiente de difusión (Dk). El grosor central del lente suele oscilar entre 200 y 500 μm . Además, el perfil de grosor varía en función del grosor central, la potencia del lente y los diferentes diseños esclerales disponibles (15).

4.1.1 Permeabilidad al oxígeno

Los materiales de los lentes esclerales varían en valor Dk (coeficiente de difusión de oxígeno) en el rango de aproximadamente 88 a 180, con un grosor central que puede estar entre 250 y más de 500 micras. Los materiales rígidos altamente permeables al oxígeno (≥ 100 Dk) permiten una mejor transmisión de oxígeno y reducen la adhesión bacteriana al epitelio comeal después del uso nocturno, siendo una excelente elección para prescripciones hipermetrópicas debido a su mayor grosor central. Sin embargo, estos materiales son más susceptibles a los arañazos y pueden requerir un reemplazo más frecuente. Aunque se han observado pequeñas variaciones en la calidad óptica entre diferentes materiales de lentes rígidos en pruebas de laboratorio, estas variaciones tienen un impacto mínimo en el rendimiento visual en comparación con otros factores, como el centrado del lente o la humectabilidad (15).

4.1.2 Humectabilidad

El concepto de humectabilidad en lentes rígidos se refiere a la capacidad de la superficie del lente para distribuir y retener el agua, que actúa como una representación de la película

lagrimal. Esta característica afecta la deposición de sustancias en la superficie del lente, la comodidad del paciente y la calidad de la visión. La humectabilidad está influenciada por varios factores, que incluyen la posible presencia de residuos de fabricación en el lente, las propiedades cuantitativas y cualitativas de la película lagrimal, la eficacia del parpadeo, el uso de soluciones acondicionadoras y el tipo de material del lente (15).

4.1.3 Diámetro

La elección del diámetro total del lente escleral se ve influenciada por varios factores, que incluyen el diámetro de la córnea, la profundidad sagital, la salud ocular, la morfología de los párpados, la presencia de anomalías conjuntivales y la habilidad del paciente. En general, la distribución de los diámetros totales de lentes prescritos por los profesionales de la salud visual se asemeja a una distribución normal con un valor medio de aproximadamente 16 mm. En detalle, aproximadamente el 18 % de los lentes tienen un diámetro menor a 15 mm, el 65 % tienen un diámetro entre 15 y 17 mm, y el 17 % tienen un diámetro mayor a 17 mm.

El diámetro total del lente escleral suele ser mayor cuando se utiliza en el tratamiento terapéutico de enfermedades de la superficie ocular en comparación con su uso en la rehabilitación visual de la ectasia corneal. Sin embargo, lentes de diámetro más pequeño también pueden ser beneficiosos en la rehabilitación de la córnea. A medida que la ectasia corneal progresa y se requiere una mayor profundidad sagital, es posible que sea necesario utilizar lentes de mayor diámetro para mejorar la estabilidad y proporcionar una mayor área de apoyo. Los diámetros mayores suelen requerir zonas de aterrizaje tóricas o personalizadas debido al aumento en la asimetría de la elevación escleral más allá del limbo (15).

El diámetro total del lente escleral debe superar el diámetro de la córnea o el diámetro horizontal del iris visible en 1,5 a 2 mm. En la mayoría de los casos, la córnea de un adulto presenta una forma elíptica, siendo aproximadamente 0,2 a 0,4 mm más ancha en la dirección horizontal que en la vertical. Una diferencia de 0,5 mm entre los meridianos puede influir en el centrado del lente y la distribución de los depósitos líquidos si se utiliza un perfil de superficie posterior esférico estándar. Para abordar esta variabilidad corneal, es posible confeccionar lentes esclerales con una zona óptica de forma elíptica y un diámetro total del lente específico, según lo indique el fabricante. Estos lentes suelen requerir una zona de aterrizaje tórica o personalizada, o incluso un balasto de prisma para lograr la estabilización adecuada en el ojo (15).

4.1.4 Rendimiento óptico

Es importante destacar que, en términos generales, los lentes esclerales pueden proporcionar resultados visuales comparables a los lentes corneales rígidos. Sin embargo, al evaluar la efectividad de los lentes esclerales en córneas irregulares, la medición de la agudeza visual

de alto contraste por sí sola no es suficiente para reflejar de manera completa la mejora visual que estos lentes pueden ofrecer. Por ejemplo, otras métricas, como la agudeza visual de bajo contraste, la visión nocturna, la aberrometría y la percepción visual subjetiva, pueden variar significativamente entre diferentes pacientes, a pesar de presentar una agudeza visual de alto contraste similar (15).

La descentración inferior de los lentes esclerales es una característica común, causada por varios factores, como la gravedad, la morfología del párpado y la topografía escleral. Esta descentración hacia abajo puede dar lugar a un pequeño efecto prismático de base hacia abajo debido a la distribución asimétrica del líquido en el lente. Esto puede plantear problemas, especialmente para los usuarios de lentes en un solo ojo, y dar como resultado aberraciones visuales residuales. Además, puede surgir astigmatismo residual debido a la flexión del lente, especialmente en lentes más delgados con una zona de apoyo rotacionalmente simétrica que se coloca en una esclerótica no esférica. Para minimizar estos efectos ópticos no deseados, se pueden tomar medidas como la instalación de una zona de aterrizaje tórica o personalizada y la reducción de la separación apical. También es importante considerar los cambios transitorios en la óptica de la córnea que pueden ocurrir después de la extracción del lente escleral, lo que tiene implicaciones para el seguimiento de enfermedades corneales. Además, la humectabilidad de la superficie frontal del lente escleral influye en el rendimiento visual durante su uso (15).

4.2 Indicaciones

Los lentes esclerales son efectivos al actuar sobre la superficie corneal para hacerla más uniforme, lo que resulta en la eliminación o reducción de las irregularidades corneales existentes. Un beneficio clave de estos lentes es que no entran en contacto con la córnea, lo que conlleva varias ventajas. Esto incluye mejoras ópticas significativas al eliminar el contacto directo con la córnea, y también contribuye a la estabilidad y el centrado de otros tipos de lentes que el paciente pueda utilizar. Además, la falta de contacto con la córnea proporciona mayor comodidad, lo que facilita la adaptación del paciente. Estos lentes son especialmente útiles en casos de ectasias corneales y otras afecciones de la córnea (18).

Los lentes esclerales también tienen aplicaciones en una variedad de otras condiciones oftálmicas. Se utilizan con éxito en pacientes que han tenido trasplantes de córnea, ya que pueden mejorar la visión en casos de cicatrices corneales, infecciones víricas, degeneraciones y distrofias corneales. Además, son una excelente opción para personas con grandes errores refractivos que no pueden lograr una buena visión con lentes corneales tradicionales o para aquellos que necesitan prismas en sus lentes de contacto, ya que ofrecen una mayor estabilización. Por último, también se emplean para reducir destellos en casos de

aniridia o albinismo. Los lentes esclerales demuestran ser una solución versátil para una variedad de desafíos visuales y oculares (18).

Los lentes esclerales ofrecen beneficios significativos en una variedad de patologías oculares debido al reservorio lagrimal que se forma entre el lente y la superficie corneal. Entre las afecciones que pueden beneficiarse de estos lentes se encuentran el síndrome de Sjögren, defectos epiteliales persistentes, síndrome de Steven Johnson, enfermedad de injerto contra el huésped, penfigoide ocular cicatricial, enfermedad corneal neurotrófica y queratoconjuntivitis atópica. También son una solución protectora en casos en los que no se pueden cerrar completamente los párpados, como el coloboma de párpados, el exoftalmos, el ectropión, la parálisis nerviosa y después de cirugías de retracción del párpado. Además, también brindan ayuda en situaciones de entropión, triquiasis, simblefaron o neurinoma acústico. Los lentes esclerales demuestran su utilidad en una amplia gama de condiciones oculares para mejorar la comodidad y la calidad de vida de los pacientes (18).

4.3 Contraindicaciones

4.3.1 *Densidad de células endoteliales*

El principal motivo de preocupación en relación con el uso de lentes esclerales (SL) es su aplicación en casos con una reducción o baja densidad de células endoteliales (ECD). La disminución de ECD puede estar vinculada a factores como la edad, la diabetes, el uso de lentes de contacto, cirugías oftálmicas o el ojo seco. Al nacer, la capa endotelial es regular y uniforme, con aproximadamente 500,000 células y una densidad de alrededor de 4,500 células/mm², aunque este valor puede variar (oscilando entre 2,987 y 5,632 células/mm²). A medida que envejecemos, el endotelio experimenta cambios cuantitativos y cualitativos. Estos cambios incluyen una disminución en la densidad celular, que puede caer a un rango de 1,000-2,000 células/mm². Algunos estudios han señalado que tanto los lentes de contacto rígidos como los blandos pueden contribuir a una disminución de la densidad celular, incluso por encima y más allá de la disminución esperada relacionada con la edad (18).

4.3.2 *Glaucoma*

El glaucoma es un conjunto diverso de enfermedades que se caracterizan por el daño al disco óptico y al campo visual. Los principales factores que influyen en el desarrollo y la progresión del glaucoma incluyen la edad, la presión intraocular elevada en relación con la sensibilidad del disco óptico a la presión, la herencia étnica, antecedentes familiares positivos, el estadio de la enfermedad y la miopía alta. El uso de lentes esclerales (SL) en pacientes con glaucoma puede plantear desafíos debido a su impacto en la presión intraocular (PIO) y la interacción del lente con el sistema de drenaje y las vesículas que pueden desarrollarse después de la

cirugía. Además, el glaucoma puede ser una complicación de un trasplante de córnea, lo que añade complejidad a la adaptación de lentes esclerales. Los medicamentos tópicos utilizados en el tratamiento del glaucoma pueden causar toxicidad o descompensación de la córnea, lo que puede requerir el uso de lentes esclerales tanto para el tratamiento como para la rehabilitación visual (18).

4.4 Soluciones de limpieza

La limpieza y el cuidado de los lentes de contacto son fundamentales para mantener la calidad visual y la comodidad del paciente. Se pueden acumular depósitos en los lentes, por lo que es esencial utilizar soluciones de limpieza desinfectantes como el peróxido de hidrógeno. El proceso de limpieza incluye frotar los lentes con alcohol isopropílico durante unos quince segundos, seguido de un enjuague con solución salina sin conservantes. Los lentes deben almacenarse en su estuche con solución salina o una solución conservadora específica para lentes rígidas. También se recomienda una limpieza enzimática mensual para eliminar depósitos resistentes. Los pacientes pueden optar por un sistema de peróxido de hidrógeno junto con comprimidos neutralizantes sin conservantes, que limpia, desinfecta y elimina proteínas. Este proceso demora aproximadamente dos horas. En casos excepcionales con una alta concentración de lípidos y proteínas en las lágrimas del paciente, puede ser necesaria una limpieza enzimática adicional una vez al mes (19).

4.4.1 Lesión e infección

El riesgo de queratitis microbiana (MK) asociada al uso de lentes esclerales parece ser bajo, dada la población relativamente pequeña de usuarios de estos lentes en comparación con los lentes de contacto blandos. Sin embargo, algunos casos aislados sugieren que la MK puede ocurrir, especialmente en ojos con afecciones que requieren lentes esclerales. Los factores de riesgo más significativos para la MK en el uso de lentes de contacto blandos, como la higiene deficiente, el uso nocturno y la exposición al agua del grifo, podrían aplicarse de manera similar al uso de lentes esclerales. A pesar de esto, los beneficios de los lentes esclerales suelen superar los riesgos en la mayoría de los casos. Es importante recordar que el equilibrio entre riesgo y beneficio puede ser diferente en el caso de lentes esclerales en comparación con lentes cosméticos de uso general (15).

5. RELACIÓN ENTRE EL USO DE LENTES DE CONTACTO ESCLERALES Y LA PRESIÓN INTRAOCULAR

Se ha considerado que el uso de lentes de contacto esclerales podría aumentar la presión intraocular (PIO) debido a las fuerzas del fluido posterior al lente, posiblemente exacerbadas

por la tensión del párpado o alteraciones en la posición del ojo. Varios estudios han investigado este efecto a corto plazo en adultos jóvenes y sanos que usan diversos tipos de lentes esclerales modernos durante períodos que van desde 30 minutos hasta 8 horas. En promedio, se ha observado que los cambios en la PIO suelen ser modestos, generalmente inferiores a 1,5 mmHg (20).

Los resultados clínicos sobre el efecto de los lentes esclerales en la PIO han sido variados y, en algunos casos, contradictorios. Un estudio realizado en 1951 en 33 sujetos que usaron un lente escleral de vidrio durante 25 minutos informó sobre la variación de la PIO. En la mayoría de los casos (25 de 33 sujetos), se observó un aumento variable en la PIO, que oscilaba entre +2 mmHg y +30 mmHg. Sin embargo, algunos sujetos se mantuvieron con valores estables (2 de 33) o incluso experimentaron una disminución en la PIO en comparación con los valores iniciales (5 de 33). Estos hallazgos reflejan la diversidad de respuestas individuales a los lentes esclerales en términos de su impacto en la PIO (21).

Propusieron una hipótesis para explicar el aumento de la PIO observado después de la extracción del lente escleral. Sugirieron que este aumento podría deberse a la compresión de la porción ciliar uveal del ojo y a la obstrucción del flujo de salida del humor acuoso, lo que se revertiría rápidamente después de la remoción del lente. Para respaldar esta hipótesis, se realizó un experimento en usuarios existentes de lentes esclerales, en el que se observó que una compresión leve del área de soporte del lente podía provocar la inversión del flujo del humor acuoso poco después de la aplicación del lente o incluso la entrada de sangre en las venas del humor acuoso, lo que obstaculizaría el flujo de salida (6).

En un estudio de seguimiento que empleó el mismo enfoque, Huggert informó de un aumento más significativo de la presión intraocular (PIO) después del uso de lentes esclerales en pacientes mayores y aquellos con glaucoma. Además, se ha observado que un mayor grosor de la córnea se relaciona con una PIO más elevada, ya que los tonómetros de aplanación están calibrados para proporcionar lecturas precisas de la PIO en córneas con un grosor central de 520 μm . En este sentido, la inflamación corneal inducida por la hipoxia puede haber llevado a una sobreestimación del cambio en la PIO observado en estos estudios, dado que los lentes utilizados eran impermeables al oxígeno y provocaron una inflamación significativa de la córnea (6).

Estudios anteriores han indicado que el proceso de colocación o extracción de lentes de contacto blandos puede provocar una alteración temporal en la presión intraocular (PIO). Por ejemplo, Hamilton-Maxwell y colaboradores informaron un aumento de aproximadamente 3,5 mmHg en la PIO inmediatamente después de retirar un lente de hidrogel blando utilizando tonometría sin contacto, con una recuperación a los valores iniciales en 3 minutos. En contraste, Khan y colegas reportaron una disminución media de 0,59 mmHg en la PIO utilizando el Tono-pen inmediatamente después de insertar o retirar el lente blando.

Sugirieron que esta reducción de la presión era similar a la observada con mediciones repetidas de la PIO utilizando el tonómetro de aplanación de Goldmann (GAT). Dado estos descubrimientos con lentes de contacto blandos, es plausible que la aplicación o extracción de lentes esclerales también pueda ocasionar un cambio transitorio en la PIO (6).

Las bobinas de búsqueda esclerales son esencialmente idénticas a una zona de aterrizaje esférica en lentes esclerales. Estos dispositivos son ampliamente considerados como la técnica estándar de oro para medir los movimientos oculares (6).

En 1975, Collewijn describió un "anillo de succión ocular" (posteriormente conocido como anillo escleral o bobina de búsqueda escleral) fabricado con caucho de silicona flexible. Este anillo se utilizó en investigaciones experimentales para estudiar los movimientos oculares. Se colocó en el limbo y se presionó firmemente para eliminar cualquier líquido lagrimal posterior a el lente, mejorando la succión a la superficie ocular. De los cincuenta sujetos adultos examinados, los autores informaron que un sujeto experimentó un aumento de la PIO de 8 mmHg después de veinte minutos de uso (20).

Más recientemente, Murphy realizó un estudio en el que evaluó la presión intraocular (PIO) utilizando tonometría sin contacto en seis participantes jóvenes y sanos. Midió la PIO antes e inmediatamente después de que los participantes usaran una bobina de búsqueda escleral moderna durante 30 minutos. En promedio, se observó un aumento de $0,4 \pm 1,4$ mmHg en la PIO. Sin embargo, es importante destacar que la mitad de los sujetos mostró una disminución en la PIO después del uso de las bobinas de búsqueda esclerales (20).

En un experimento similar, Irving llevó a cabo un estudio para investigar el efecto del uso a corto plazo de las bobinas de búsqueda esclerales en la presión intraocular (PIO) en seis sujetos jóvenes y sanos, involucrando un total de 8 ojos. Midió la PIO antes, durante y después de que los sujetos utilizaran las bobinas de búsqueda esclerales, tanto en el ojo con las bobinas como en el otro ojo sin ellas, utilizando tonometría sin contacto. Durante el uso de las bobinas, se observó un aumento en la PIO en 5 ojos, mientras que en 3 ojos se registró una disminución. En promedio, la PIO en el ojo que utilizó las bobinas de búsqueda esclerales aumentó en 1,6 mmHg, en comparación con un aumento de 0,5 mmHg en el otro ojo de control. Esto indica un aumento promedio de 1,1 mmHg atribuido al uso de las bobinas esclerales (20).

En 2016, Nau realizó un estudio para investigar el impacto del uso de lentes esclerales, en este caso, lentes miniesclerales con un diámetro total de 15 mm, en las mediciones de la presión intraocular (PIO) en 29 adultos jóvenes y sanos. Cada participante usó un lente escleral Júpiter de 15 mm en uno de sus ojos (ojo de estudio) (20).

Durante el estudio, se midió la PIO en ambos ojos utilizando neumatometría, tanto en la córnea central como en la esclerótica periférica. Luego, en uno de los ojos, se colocó el lente escleral y se utilizó durante 2 horas. Se realizaron mediciones de la PIO inmediatamente

después de la colocación de los lentes, a las 1 y 2 horas de uso de los lentes, y nuevamente inmediatamente después de retirarlos. Los resultados mostraron que después de retirar el lente escleral, la PIO central media en el ojo de estudio ($13,9 \pm 3,1$ mm Hg) no presentó diferencias significativas en comparación con la PIO central media en el ojo de control ($13,5 \pm 2,2$ mmHg, $P = 0,4$) ni con la PIO en el mismo ojo antes de usar los lentes ($13,6 \pm 1,9$ mmHg, $P = 0,6$). Tampoco se observaron diferencias en la PIO medida periféricamente a las 2 horas de uso de los lentes ($p = 0,8$) (22).

En 2020, se llevó a cabo un estudio para comparar la evaluación de la PIO durante el uso de lentes esclerales utilizando neumatonometría y tonometría transpalpebral. Los resultados indicaron que la PIO periférica media, medida con neumatonometría, no mostró diferencias significativas en comparación con el valor inicial en ninguna de las mediciones posteriores. En contraste, las mediciones con tonometría transpalpebral sí arrojaron diferencias significativas durante el uso de lentes esclerales, inmediatamente después de la aplicación y después de 1 hora de uso con lentes de ambos diámetros ($p < 0,005$), aunque no mostraron diferencias significativas después de la extracción de cualquier tamaño de lente. Además, el análisis de varianza de medidas repetidas reveló que el instrumento utilizado para medir la PIO fue un factor significativo en los cambios observados en la PIO durante el uso de lentes ($P \leq 0,001$) (23).

Varios estudios recientes han abordado la medición de la presión intraocular (PIO) antes y después de períodos cortos de uso de lentes esclerales, enfrentando diversas limitaciones. Un desafío metodológico importante radica en la elección del instrumento para la medición, ya que la tonometría de aplanación de Goldman, que se considera el estándar de oro, no es aplicable con el lente colocado. Las mediciones de PIO tomadas después de la extracción de los lentes han mostrado cambios mínimos después de un uso a corto plazo, aunque un estudio reportó un aumento promedio de 5,8 mmHg después de 8 horas de uso. Solo dos investigaciones han examinado la PIO después de la extracción de lentes tras períodos más largos de uso (hasta 6 meses) y no notificaron diferencias significativas. Sin embargo, es importante destacar que la extracción de una lente escleral no fenestrada para medir la PIO interrumpe el "sello", liberando las fuerzas de compresión y succión, lo que probablemente no refleje con precisión la PIO durante el uso de los lentes. Además, las mediciones de la PIO después de retirar el lente escleral deben considerar posibles cambios en el grosor o la morfología corneal inducidos por el uso de estos lentes y cómo estos factores pueden influir en los resultados de la medición (15).

Algunos estudios han abordado la evaluación de la presión intraocular (PIO) durante el uso de lentes esclerales, con resultados variables. Estas diferencias en los hallazgos pueden atribuirse en parte al tipo de tonómetro utilizado en los estudios. Por ejemplo, investigaciones que emplearon neumotonometría o tonometría de Shiotz reportaron cambios mínimos en la

PIO después de 1 a 4 horas de uso de lentes. En contraste, dos estudios que utilizaron un tonómetro transpalpebral informaron un aumento promedio de 5,0 mmHg después de 1 o 4,5 horas de uso de lentes, mientras que un estudio notificó un aumento de 1 mmHg en la PIO después de 6 horas de uso de lentes. Estos resultados divergentes subrayan la importancia de considerar el instrumento de medición al evaluar la PIO en relación con el uso de lentes esclerales (15).

Se llevó a cabo un estudio que, a pesar de algunos desafíos metodológicos, utilizó un tonómetro de rebote a través de un lente escleral fenestrada, que reportó un aumento promedio de 3,8 mmHg en la presión intraocular (PIO). Es importante señalar que este aumento en la PIO puede ocurrir de manera rápida, ya que se observó un incremento en un lapso de 1 a 2 minutos después de la colocación del lente. En este estudio, el uso de un lente fenestrada minimizó el efecto de succión que suele estar presente en diseños convencionales de lentes selladas, lo que permitió aislar el efecto de la compresión conjuntival en la medición de la PIO. No obstante, es relevante considerar que los cambios biomecánicos en la córnea durante el uso de lentes esclerales pueden variar y tener un impacto en la medición de la PIO en esta situación (15).

El impacto fisiológico del uso de lentes esclerales va más allá del aumento potencial directo de la presión intraocular (PIO), y se investiga analizando los cambios en la morfología de la cabeza del nervio óptico, que es sensible a variaciones agudas en la PIO mediante imágenes de tomografía de coherencia óptica (OCT). En un estudio realizado por Walker et al en 2020, se encontró un efecto mínimo en la homeostasis de la PIO y la morfología de la cabeza del nervio óptico en ojos de adultos sanos que usaron lentes esclerales en comparación con los ojos que no utilizaron estos lentes como control (15).

Por otro lado, Samaha y Michaud, en un estudio de 2020, observaron un aumento de 5 mmHg en la PIO después de 6 horas de uso de lentes esclerales y una reducción pequeña pero significativa en el ancho mínimo del borde de la apertura de la membrana de Bruch utilizando OCT, aunque estos cambios solo se hicieron evidentes después de que los lentes se asentaron completamente en el ojo. Estos hallazgos destacan la necesidad de investigar de manera más detallada y precisa los efectos fisiológicos y anatómicos del uso de lentes esclerales en los ojos, especialmente en situaciones de uso prolongado (15).

Los hallazgos de un estudio en el que se aplicó una fuerza digital ligera a la esclerótica temporal a través de la piel anexial sugieren que las variaciones entre sujetos en respuesta al toque ligero pueden ser muy amplias, con una elevación media de la presión intraocular (PIO) del 40 % y 132 % por encima del valor inicial en dos sujetos. Estos resultados indican que las fuerzas se asentaron completamente en el ojo. Estos hallazgos destacan la necesidad de investigar de manera más detallada y precisa los efectos fisiológicos y anatómicos del uso de lentes esclerales en los ojos, especialmente en situaciones de uso prolongado (15).

El impacto del uso de lentes esclerales en la presión intraocular (PIO) es un tema que necesita una investigación más detallada. Se ha sugerido que varios parámetros del lente, como el diámetro del lente, podrían influir en la PIO durante el uso de lentes esclerales. Si son ejercidas en la zona de soporte del lente escleral, apretadas en la esclerótica, podrían elevar la PIO. Además, el grado de hermeticidad del ajuste del lente escleral y las características individuales del paciente, como el grado de aplanamiento escleral o la cantidad de líquido intraocular desplazado, influirán en el grado de elevación de la PIO asociada con los ajustes esclerales. Cualquier aumento en la PIO entre parpadeos también se verá afectado por las fuerzas relacionadas con el parpadeo (24).

Un estudio más reciente, en el que 9 pacientes usaron un lente escleral de 15,8 mm en un ojo durante 8 horas, confirmó un aumento similar en la presión intraocular (PIO) de $5,81 \pm 1,62$ mmHg, medido en la córnea central con el tonómetro iCare justo después de retirar el lente. Es importante mencionar que esta medición no considera el grosor central de la córnea (21).

6. CONCLUSIÓN

En conclusión, aunque se ha planteado la hipótesis de que el uso de lentes de contacto esclerales podría aumentar la presión intraocular (PIO), la mayoría de los estudios han encontrado que los cambios en la PIO son modestos en adultos jóvenes sanos que utilizan varios tipos de lentes esclerales modernos durante períodos relativamente cortos. Sin embargo, los resultados en la literatura han sido contradictorios, y aún no se conoce por completo el impacto del uso prolongado de estos lentes en la PIO.

Se ha especulado que el aumento de la presión intraocular (PIO) observado después de la extracción de el lente escleral podría deberse a la compresión de la vena acuosa y la estasis vascular, lo que obstaculiza el flujo de salida del humor acuoso. Este aumento en la PIO retrocede rápidamente después de retirar el lente. Además, se ha observado que un mayor grosor corneal se asocia con una PIO más alta. En algunos estudios, se ha sugerido que la inflamación de la córnea inducida por la falta de oxígeno puede haber llevado a una sobreestimación de los cambios en la PIO, dado que los lentes utilizadas eran impermeables al oxígeno y provocaron una inflamación significativa de la córnea.

Por lo tanto, aunque se requiere una mayor investigación para comprender completamente los efectos de los lentes de contacto esclerales en la presión intraocular (PIO), los datos disponibles indican que los cambios en la PIO son en su mayoría modestos. Además, los beneficios de estos lentes en el manejo de afecciones como el queratocono, la degeneración marginal pelúcida y la enfermedad del ojo seco superan ampliamente los posibles riesgos asociados.

7. REFERENCIAS

1. Machiele R, Motlagh M, Patel BC. Intraocular Pressure. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2023 Jan-. 2022 Jul 11.
2. McMonnies CW. Intraocular pressure and glaucoma: Is physical exercise beneficial or a risk? *J Optom.* 2016 Jul-Sep;9(3):139-47. doi: 10.1016/j.optom.2015.12.001. Epub 2016 Jan 12.
3. Noticias ONU. Día Mundial de la visión: OMS recuerda que el 75% de las causas de ceguera son prevenibles. 2006.
4. Cardenas R, Cuellar C. Conocimientos, actitudes y prácticas relacionadas con el uso de lentes de contacto blandos en estudiantes de Ingeniería y Optometría de la Universidad El Bosque. [Bogotá]: Universidad El Bosque; 2022.
5. Chik H. Chinese scientists develop smart contact lenses that monitors eye pressure and treats glaucoma. 2022.
6. Schomack MM, Vincent SJ, Walker MK. Anatomical and physiological considerations in scleral lens wear: Intraocular pressure. *Cont Lens Anterior Eye.* 2023 Feb;46(1):101535. doi: 10.1016/j.clae.2021.101535. Epub 2021 Nov 22.
7. Machiele R, Motlagh M, Patel BC. Intraocular pressure. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): Stat Pearls Publishing; 2023 Jan-. 2022 Jul 11.
8. Vranka JA, Kelley MJ, Acott TS, Keller KE. Extracellular matrix in the trabecular meshwork: intraocular pressure regulation and dysregulation in glaucoma. *Exp Eye Res.* 2015 Apr;133:112-25. doi: 10.1016/j.exer.2014.07.014.
9. Pardianto G. Recent awareness and consideration of intraocular pressure fluctuation during eye surgery. *J Cataract Refract Surg.* 2015 Mar;41(3):695. doi: 10.1016/j.jcrs.2015.01.009.
10. Martin XD. Normal intraocular pressure in man. *Ophthalmologica.* 1992;205(2):57-63. doi: 10.1159/000310313.
11. Prum BE Jr, Rosenberg LF, Gedde SJ, Mansberger SL, Stein JD, Moroi SE, Herndon LW Jr, Lim MC, Williams RD. Primary Open-Angle Glaucoma Preferred Practice Pattern(®) Guidelines. *Ophthalmology.* 2016 Jan;123(1):P41-P111. doi: 10.1016/j.ophtha.2015.10.053. Epub 2015 Nov 12. Erratum in: *Ophthalmology.* 2018 Jun;125(6):949.
12. Martin TM, Smith JR, Rosenbaum JT. Anterior uveitis: current concepts of pathogenesis and interactions with the spondyloarthropathies. *Curr Opin Rheumatol.* 2002 Jul;14(4):337-41. doi: 10.1097/00002281-200207000-00001.
13. Kniestedt C, Punjabi O, Lin S, Stamper RL. Tonometry through the ages. *Surv Ophthalmol.* 2008 Nov-Dec;53(6):568-91. doi: 10.1016/j.survophthal.2008.08.024.
14. De Moraes CGV, Prata TS, Liebmann J, Ritch R. Modalities of Tonometry and their Accuracy with Respect to Corneal Thickness and Irregularities. *J Optom.* 2008;1(2):43-9. doi: 10.3921/joptom.2008.43. Epub 2010 Nov 4.

15. Barnett M, Courey C, Fadel D, Lee K, Michaud L, Montani G, van der Worp E, Vincent SJ, Walker M, Bilkhu P, Morgan PB. CLEAR - Scleral lenses. *Cont Lens Anterior Eye*. 2021 Apr;44(2):270-288. doi: 10.1016/j.clae.2021.02.001. Epub 2021 Mar 25.
16. van der Worp E, Bomman D, Ferreira DL, Faria-Ribeiro M, Garcia-Porta N, González-Meijome JM. Modern scleral contact lenses: A review. *Cont Lens Anterior Eye*. 2014 Aug;37(4):240-50. doi: 10.1016/j.clae.2014.02.002. Epub 2014 Mar 12.
17. Mariño Hidalgo Oreste, Guerra Almaguer Michel, Cárdenas Díaz Taimi, Pérez Suárez Raúl Gabriel, del Carmen Medina Yaisel, Milanés Camejo Roberto. Lentes esclerales: características e indicaciones. *Rev Cubana Oftalmol [Internet]*. 2017 Mar [citado 2023 Nov 09]; 30(1). Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-21762017000100010&lng=es.
18. Fadel D, Kramer E. Potential contraindications to scleral lens wear. *Cont Lens Anterior Eye*. 2019 Feb;42(1):92-103. doi: 10.1016/j.clae.2018.10.024. Epub 2018 Nov 2.
19. Serramito M. Estudio de los cambios en la superficie ocular por el uso de lentes de contacto esclerales. [Madrid]: Universidad complutense de Madrid; 2020.
20. Vincent SJ, Alonso-Caneiro D, Collins MJ. Evidence on scleral contact lenses and intraocular pressure. *Clin Exp Optom*. 2017 Jan;100(1):87-88. doi: 10.1111/cxo.12448. Epub 2016 Aug 23.
21. Michaud L, Samaha D, Giasson CJ. Intra-ocular pressure variation associated with the wear of scleral lenses of different diameters. *Cont Lens Anterior Eye*. 2019 Feb;42(1):104-110. doi: 10.1016/j.clae.2018.07.004. Epub 2018 Jul 24.
22. Nau CB, Schornack MM, McLaren JW, Sit AJ. Intraocular Pressure After 2 Hours of Small-Diameter Scleral Lens Wear. *Eye Contact Lens*. 2016 Nov;42(6):350-353. doi: 10.1097/ICL.0000000000000214.
23. Fogt JS, Nau CB, Schornack M, Shorter E, Nau A, Harthan JS. Comparison of Pneumatometry and Transpalpebral Tonometry Measurements of Intraocular Pressure during Scleral Lens Wear. *Optom Vis Sci*. 2020 Sep;97(9):711-719. doi: 10.1097/OPX.0000000000001574.
24. McMonnies CW. A hypothesis that scleral contact lenses could elevate intraocular pressure. *Clin Exp Optom*. 2016 Nov;99(6):594-596. doi: 10.1111/cxo.12368. Epub 2016 May 5.