



**UNIVERSIDAD AUTONOMA
DE AGUASCALIENTES**

**CENTRO DE CIENCIAS DE LA SALUD
DEPARTAMENTO DE OPTOMETRIA**

TESIS

**EFFECTO DEL DISEÑO DEL LENTE DE CONTACTO CORNEAL EN
EL LENTE LAGRIMAL**

PRESENTA

José Luis Rubio Bautista

**PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRIA EN REHABILITACION VISUAL**

**Tutor:
Dr. Luis Fernando Barba Gallardo**

Aguascalientes, Ags. 15 de Junio de 2021

AUTORIZACIONES



CARTA DE VOTO APROBATORIO
INDIVIDUAL

DRA. PAULINA ANDRADE LOZANO
ENCARGADA DE DESPACHO
DECANATURA DEL CENTRO DE CIENCIAS DE LA SALUD
P R E S E N T E

Por medio del presente como **TUTOR** designado de la estudiante **JOSÉ LUIS RUBIO BAUTISTA** con ID **266149** quien realizó la tesis titulada: **EFFECTO DEL DISEÑO DEL LENTE DE CONTACTO CORNEAL EN EL LENTE LAGRIMAL**, un trabajo propio, innovador, relevante e inédito y con fundamento en el Artículo 175, Apartado II del Reglamento General de Docencia doy mi consentimiento de que la versión final del documento ha sido revisada y las correcciones se han incorporado apropiadamente, por lo que me permito emitir el **VOTO APROBATORIO**, para que él pueda proceder a imprimirla así como continuar con el procedimiento administrativo para la obtención del grado.

Pongo lo anterior a su digna consideración y sin otro particular por el momento, me permito enviarle un cordial saludo.

A T E N T A M E N T E
"Se Lumen Proferre"
Aguascalientes, Ags., a 15 de Junio de 2021

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Luis Barba Gallardo'.

DR. LUIS FERNANDO BARBA GALLARDO
Tutor de tesis

c.c.p.- Interesado
c.c.p.- Secretaría Técnica del Programa de Posgrado

Elaborado por: Depto. Apoyo al Posgrado.
Revisado por: Depto. Control Escolar/Depto. Gestión de Calidad.
Aprobado por: Depto. Control Escolar/ Depto. Apoyo al Posgrado.

Código: DO-SEE-FO-07
Actualización: 01
Emisión: 17/05/19



DICTAMEN DE LIBERACIÓN ACADÉMICA PARA INICIAR LOS TRÁMITES DEL EXAMEN DE GRADO



Fecha de dictaminación dd/mm/aaaa: 15/06/2021

NOMBRE: JOSÉ LUIS RUBIO BAUTISTA ID 266149

PROGRAMA: MAESTRIA EN REHABILITACION VISUAL LGAC (del posgrado): CIENCIAS VISUALES BASICAS Y CLINICAS

TIPO DE TRABAJO: (X) Tesis () Trabajo Práctico

TITULO: EFECTO DEL DISEÑO DEL LENTE DE CONTACTO CORNEAL EN EL LENTE LAGRIMAL

IMPACTO SOCIAL (señalar el impacto logrado): Predecir variaciones poder dióptrico, valor residual y cuantificar las diferencias de centésimas de mm del radio de curvatura de cada diseño de lente de contacto rígido corneal.

INDICAR	SI	NO	N.A. (NO APLICA)	SEGÚN	CORRESPONDA:
<i>Elementos para la revisión académica del trabajo de tesis o trabajo práctico:</i>					
SI					El trabajo es congruente con las LGAC del programa de posgrado
SI					La problemática fue abordada desde un enfoque multidisciplinario
SI					Existe coherencia, continuidad y orden lógico del tema central con cada apartado
SI					Los resultados del trabajo dan respuesta a las preguntas de investigación o a la problemática que aborda
SI					Los resultados presentados en el trabajo son de gran relevancia científica, tecnológica o profesional según el área
SI					El trabajo demuestra más de una aportación original al conocimiento de su área
N.A.					Las aportaciones responden a los problemas prioritarios del país
SI					Generó transferencia del conocimiento o tecnológica
SI					Cumple con la ética para la investigación (reporte de la herramienta antiplagio)
<i>El egresado cumple con lo siguiente:</i>					
SI					Cumple con lo señalado por el Reglamento General de Docencia
SI					Cumple con los requisitos señalados en el plan de estudios (créditos curriculares, optativos, actividades complementarias, estancia, predoctoral, etc)
SI					Cuenta con los votos aprobatorios del comité tutorial, en caso de los posgrados profesionales si tiene solo tutor podrá liberar solo el tutor
N.A.					Cuenta con la carta de satisfacción del Usuario
SI					Coincide con el título y objetivo registrado
SI					Tiene congruencia con cuerpos académicos
N.A.					Tiene el CVU del Conacyt actualizado
N.A.					Tiene el artículo aceptado o publicado y cumple con los requisitos institucionales (en caso que proceda)
<i>En caso de Tesis por artículos científicos publicados</i>					
N.A.					Aceptación o Publicación de los artículos según el nivel del programa
N.A.					El estudiante es el primer autor
N.A.					El autor de correspondencia es el Tutor del Núcleo Académico Básico
N.A.					En los artículos se ven reflejados los objetivos de la tesis, ya que son producto de este trabajo de investigación.
N.A.					Los artículos integran los capítulos de la tesis y se presentan en el idioma en que fueron publicados
N.A.					La aceptación o publicación de los artículos en revistas indexadas de alto impacto

Con base a estos criterios, se autoriza se continúen con los trámites de titulación y programación del examen de grado: Sí No

Elaboró: **FIRMAS**

* NOMBRE Y FIRMA DEL CONSEJERO SEGÚN LA LGAC DE ADSCRIPCIÓN: MCB LUIS HECTOR SALAS HERNANDEZ

NOMBRE Y FIRMA DEL SECRETARIO TÉCNICO: MCO JAIME BERNAL ESCALANTE

* En caso de conflicto de intereses, firmará un revisor miembro del NAB de la LGAC correspondiente distinto al tutor o miembro del comité tutorial, designado por el Decano

Revisó: DR. RICARDO ERMESTO RAMIREZ OROZCO

Autorizó: DRA. PAULINA ANDRADE LOZANO (E/CARGADA DE DESPACHO)

Nota: procede el trámite para el Depto. de Apoyo al Posgrado
 En cumplimiento con el Art. 105C del Reglamento General de Docencia que a la letra señala entre las funciones del Consejo Académico: Cuidar la eficiencia terminal del programa de posgrado y el Art. 105F las funciones del Secretario Técnico, llevar el seguimiento de los alumnos.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres quienes me apoyaron moralmente para realizar este proceso de preparación profesional. Con mucho cariño y honor a mi padre José Luis Rubio Zacateco quien siempre me impulsa a seguir preparándome como profesional y ser humano, el cual me presiono mucho para realizar la maestría y que innegablemente le agradezco infinitamente porque sin querer me amplio un panorama, experiencias, nuevos amigos y sentido a la vida entre muchas otras cosas más, vaya que estaba equivocado padre, “esto no se acaba hasta que se acaba” muchas gracias por todo jefecito. A mi madre Alicia Jeremías Bautista Aguilar quien me ha apoyado de forma moral y espiritual porque con su esencia resiliente y carácter me inspiro a que hay que seguir desde el silencio. Muchas gracias por todo jefecita.

A mis amigos Marco Antonio Reynoso, Sheila Piña Sánchez, Víctor Samir Gatica y Karla Bernal Moreno, los quiero y aprecio mucho. Gracias por su apoyo y consejos cada uno con su estilo y forma particular, he aprendido mucho de ustedes, por todos los buenos y malos ratos que pasamos juntos, bendiciones donde quiera que caminen y se encuentren, nos veremos pronto. A mis amigos y colegas optómetras quienes me apoyaron formando parte del grupo muestra de esta tesis, este proyecto es especial porque con su paciencia, disposición y entusiasmo se pudo llevar a cabo la metodología para la investigación, siempre los tengo en mi corazón y mente.

Un fuerte reconocimiento, admiración y agradecimiento a mi tutor de tesis de la maestría el Dr. Luis Fernando Barba Gallardo quien me ha orientado y compartido parte de su experiencia, conocimientos y puntos de vista sobre el área de contactología, es un genio mexicano internacional.

Agradezco a la carrera de Optometría de la Universidad Autónoma de Aguascalientes que es sede de la Maestría en Rehabilitación Visual para la continua formación de licenciados en Optometría contando con excelentes profesionales para la investigación y docencia.

DEDICATORIA

A mi padre José Luis Rubio Zacateco.

A mi madre Alicia Jeremías Bautista Aguilar.

A mi hermano Diego Ulises Rubio Bautista.

A mi amigo Marco Antonio Reynoso.

A mi amiga Sheila Piña Sánchez.

A mi amigo Víctor Samir Gatica.

A mi amiga Karla Bernal Moreno.

A mis profesores de Optometría FES Iztacala UNAM y Universidad Autónoma de Aguascalientes, son parte de mi base para mi preparación profesional como para la nuevas generaciones.

A cada una de las personas que formaron parte de mi vida durante ese proceso universitario y post universitario.

A la carrera de Optometría de México, una pequeña aportación para este mar de conocimientos al área de la salud visual.

INDICE GENERAL

INDICE GENERAL 1

INDICE DE TABLAS 3

INDICE DE GRÁFICAS 4

INDICE DE FIGURAS 5

RESUMEN 6

ABSTRAC 7

INTRODUCCIÓN 8

CAPITULO I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA 10

CAPITULO II. JUSTIFICACIÓN..... 12

CAPITULO III. OBJETIVOS 14

 3.1 OBJETIVO GENERAL..... 14

 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS..... 14

CAPITULO IV. MARCO TEÓRICO..... 15

 4.1 Cornea..... 15

 4.2 Queratometría 16

 4.3 Corrección de ametropías 17

 4.4 Película lagrimal..... 18

 4.5 La teoría de la lente lagrimal..... 19

 4.6 Excentricidad..... 20

 4.7 Fluorograma 21

 4.8 Lente rígido esférico..... 22

 4.9 Lente multicurvo..... 23

 4.10 Lente esférica..... 26

 4.11 Acomodación..... 29

 4.12 Retinoscopia dinámica: método de valoración monocular (MEM) 31

CAPITULO V. HIPÓTESIS 32

CAPITULO VI. ANTECEDENTES 33

 6.1 Lente lagrimal..... 33

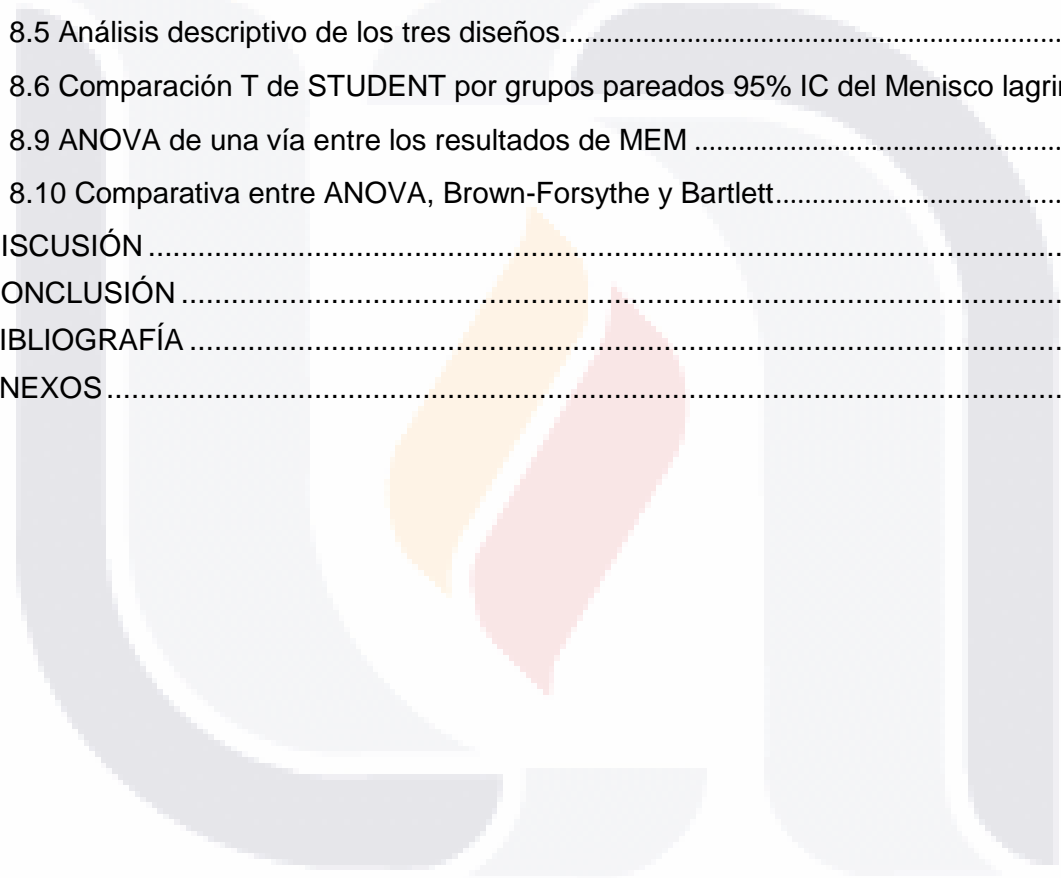
CAPITULO VII. METODOLOGÍA..... 35

 7.1 Diseño metodológico..... 35

 7.2 Tipo de variables para el estudio 36

 7.3 Procedimiento 37

7.3.1 Primera etapa.....	37
7.3.2 Segunda etapa.....	37
7.3.3 Tercera etapa.....	38
CAPITULO VIII. RESULTADOS.....	39
8.1 Datos demográficos	39
8.2 Ametropías.....	40
8.3 Sobre refracción esférico, asferico y multicurvo.	40
8.4 Valor estadístico acomodativo en MEM.....	42
8.5 Análisis descriptivo de los tres diseños.....	45
8.6 Comparación T de STUDENT por grupos pareados 95% IC del Menisco lagrimal..	46
8.9 ANOVA de una vía entre los resultados de MEM	49
8.10 Comparativa entre ANOVA, Brown-Forsythe y Bartlett.....	51
DISCUSIÓN	52
CONCLUSIÓN	57
BIBLIOGRAFÍA	58
ANEXOS.....	61



INDICE DE TABLAS

Tabla 1 Valor de micras lagrimal 19

Tabla 2 Definición por cantidad de curvas periféricas..... 24

Tabla 3 Formato y orden de la estructura del diseño pentacurvo. 25

Tabla 4 Valor numérico de aplanamiento periférico 27

Tabla 5 Variables del estudio. 36

Tabla 6 Medidas de tendencia central sobre refracción en diseño esférico, asferico y multicurvo 42

Tabla 7 Medidas de tendencia central sobre MEM de Esférico, Asférico y Multicurvo..... 42

Tabla 8 Análisis estadístico descriptivo 45

Tabla 9 Prueba T de Student Pareada Asferico vs Esférico 46

Tabla 10 Prueba T de Student Pareada Multicurvo vs Esférico 47

Tabla 11 Prueba T de Student Pareada Multicurvo vs Asférico..... 48

Tabla 12 Comparativa entre ANOVA, Brown-Forsythe y Bartlett..... 51

INDICE DE GRÁFICAS

Grafica 1 Porcentaje por genero de los pacientes adaptados con LC corneales..... 39

Grafica 2 Porcentaje de ametropía en la muestra. 40

Grafica 3 Medidas sobre refracción en diseño esférico..... 40

Grafica 4 Medidas sobre refracción en diseño Asférico..... 41

Grafica 5 Medidas sobre refracción en diseño Multicurvo..... 41

Grafica 6 Histograma de LC esférico MEM..... 43

Grafica 7 Histograma de LC asférico MEM..... 44

Grafica 8 Histograma de LC multicurvo MEM. 44

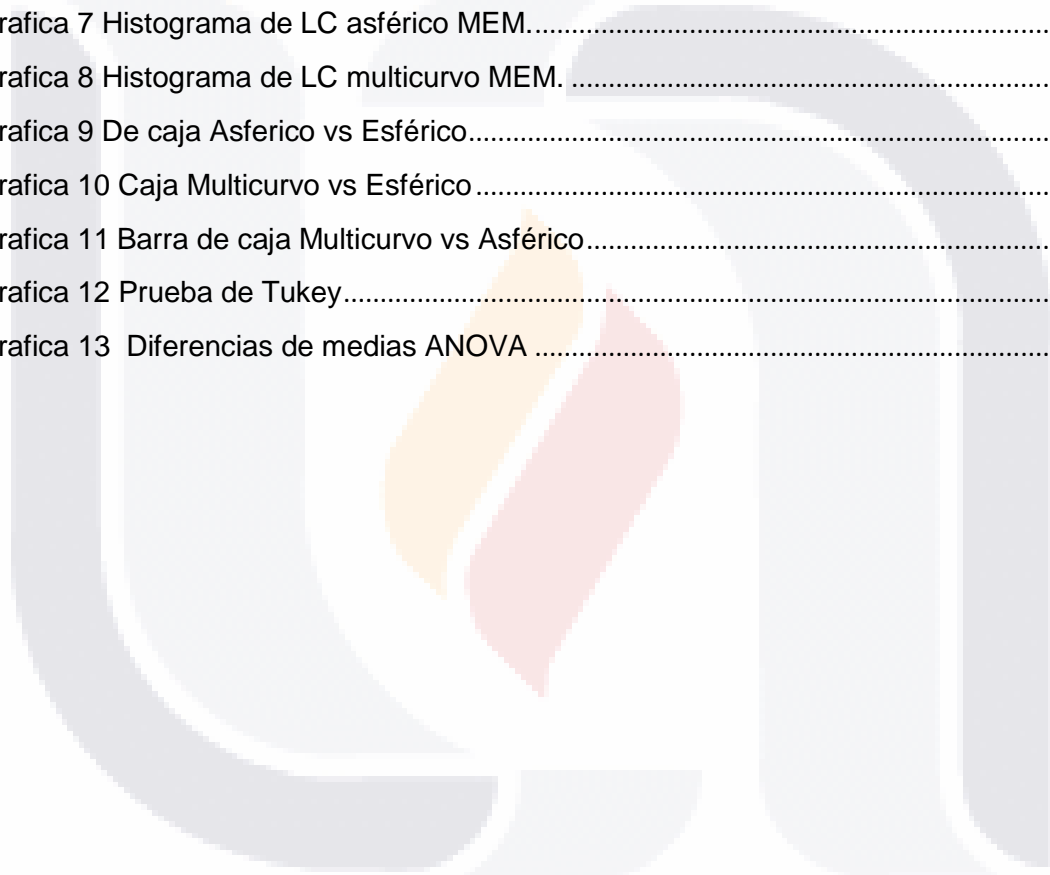
Grafica 9 De caja Asferico vs Esférico..... 46

Grafica 10 Caja Multicurvo vs Esférico 47

Grafica 11 Barra de caja Multicurvo vs Asférico..... 48

Grafica 12 Prueba de Tukey..... 49

Grafica 13 Diferencias de medias ANOVA 50



INDICE DE FIGURAS

Ilustración 1 Figura hiper prolato sobre un corte sagital en cornea..... 16

Ilustración 2 Figura oblata sobre un corte sagital en cornea..... 16

Ilustración 3 Miras de Javal - Schiötz..... 17

Ilustración 4 Miras de Bausch & Lomb 17

Ilustración 5 Poder de lente lagrimal = -VE..... 18

Ilustración 6 Poder de lente lagrimal = +VE..... 18

Ilustración 7 Cálculo del cambio refractivo por alteración corneal queratometrica..... 20

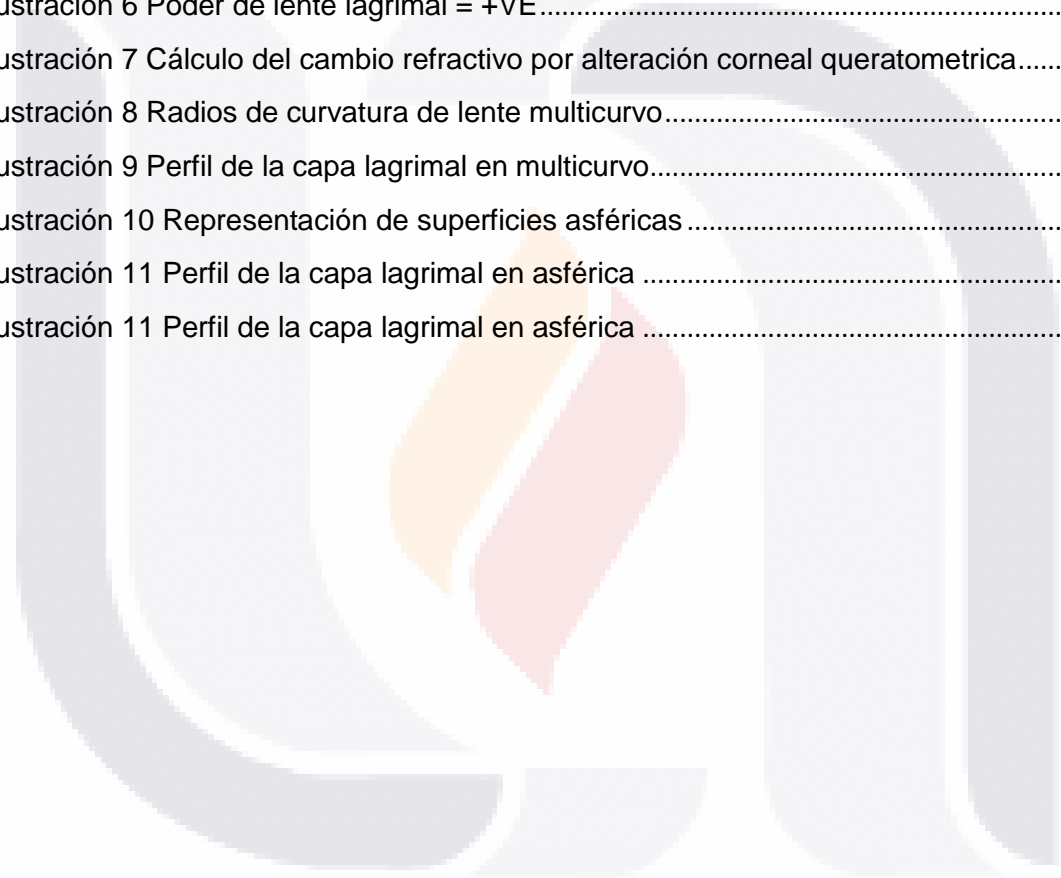
Ilustración 8 Radios de curvatura de lente multicurvo..... 25

Ilustración 9 Perfil de la capa lagrimal en multicurvo..... 25

Ilustración 10 Representación de superficies esféricas..... 26

Ilustración 11 Perfil de la capa lagrimal en esférica 27

Ilustración 11 Perfil de la capa lagrimal en esférica 27



RESUMEN

La aplicación de los lentes de contacto para la corrección óptica en la córnea mediante lentes de contacto es fundamental para el optometrista en el área de clínico y óptico.

Los lentes de contacto rígidos de apoyo corneal tienen la propiedad de proporcionar un mejor alineamiento dependiendo de la dimensión de cara anterior, ápice, excentricidad, elevación y diámetro corneal. Los diseños de fabricación más utilizados son los diseños esféricos, asféricos y multicurvos para corregir errores refractivos altos y/o deformaciones de la cara anterior corneal.

En el proyecto de investigación se realizaron pruebas de gabinete para la medición de corneas regulares de errores refractivos en el rango de ± 2.00 D esfera, ± 2.00 cil. con la regla, con toricidad corneal ortogonal no mayor a dos dioptrías para la adaptación de lentes de contacto rígido en los mismos pacientes, se mide la relación de los diferentes diseños de lentes de contacto esférico, esférico y multicurvo. La medición central corneal se realizó por el Queratometro Javal para realizar la selección del lente de prueba y determinar los lentes para su fabricación con diámetro de 9.5 con graduación neutra para efectuar la medición del menisco lagrimal.

Al colocar un lente de contacto de diseño esférico, asférico y multicurvo existe una correspondencia diferente del lente lagrimal modificando el poder refractivo, la dinámica de la alineación corneal, comodidad en el paciente y el efecto acomodativo.

Palabras clave: lente de contacto rígido esférico, asférico, multicurvo, lente lagrimal

ABSTRAC

The application of contact lenses for optical correction on the cornea through contact lenses is essential for the optometrist in the clinical and optical area.

Rigid corneal support contact lenses have the property of providing better alignment depending on the dimension of the anterior face, apex, eccentricity, elevation and corneal diameter. The most widely used manufacturing designs are spherical, aspherical and multicurved designs to correct high refractive errors and / or deformations of the corneal anterior face.

In the research project, cabinet tests were carried out for the measurement of regular corneas for refractive errors in the range of ± 2.00 D sphere, ± 2.00 cyl. With the ruler, with orthogonal corneal toricity not greater than two diopters for the adaptation of rigid contact lenses in the same patients, the relationship of the different designs of spherical, aspherical and multicurved contact lenses is measured. The central corneal measurement was carried out by the Javal Keratometer to make the selection of the trial lens and determine the lenses for its manufacture with a diameter of 9.5 with neutral graduation to measure the tear meniscus.

When placing a contact lens with a spherical, aspherical and multicurved design, there is a different correspondence of the tear lens, modifying the refractive power, the dynamics of the corneal alignment, comfort in the patient and accommodative effective.

Keywords: *rigid contact lens spherical, aspherical, multicurved, tear lens*

INTRODUCCIÓN

Los lentes de contacto son dispositivos médicos clase II (riesgo potencial moderado/evaluado) indicado en el Art. 82, 83 en el Reglamento de Insumos para la Salud de México, esto es una opción de tratamiento óptico para la corrección visual en pacientes con errores refractivos altos e irregularidades corneales, el objetivo principal de los lentes de contacto de diseño rígido permeable al gas proporcionan una muy buena calidad óptica y corrección del astigmatismo refractivo en la cara anterior corneal que ofrece la máxima calidad de imagen sobre retina.

De acuerdo en la formación académica de Optometría existen diferentes diseños de lentes de contacto como los esféricos, asféricos y multicurvos que cuentan con diferentes radios de curvatura en la periferia siendo los más utilizados en la práctica profesional esto es con el propósito de corregir errores refractivos altos y/o deformaciones corneales con el conocimiento del optometrista ofrecer un adecuado alineamiento, distribución de el lente lagrimal y salud ocular.

Antes de ordenar a fabricar al laboratorio los parámetros que hay que indicar en los lentes rígidos permeables es la curva base central con la cantidad de radios de curvatura en la periferia, tipo de material, diámetro y poder con el propósito de que los lentes se apoyan sobre la superficie corneal de cara anterior y la superficie posterior de la lente en base a su geometría donde ambas están en equilibrio.

La cara anterior tiene estrecha relación con el lente lagrimal precorneal y en su cara posterior en relación con el humor acuoso. El objetivo principal del Queratometro es medir y conocer el radio de curvatura de la cara anterior de la córnea es el cual mide la zona de 3 mm centrales que cuantifica en dioptrías los dos meridianos principales de máximo y mínimo poder. Es indispensable realizar la medición de la superficie ocular lo más preciso posible para que la base inicial de la adaptación sea exitosa.

Hay que tener en cuenta que el valor dióptrico que se relaciona directamente con la diferencia física en centésimas de milímetro de un lente rígido ahora bien se puede manipular modificando su estructura física modificando el valor central del radio de curva

base, de esta forma el lente geoméricamente se puede convertir de más plano o más estrecho en relación a la dimensión de la córnea, a causa de ello la apreciación estática y dinámica se puedan valorar diferentes cambios en el fluorograma, el poder refractivo y comodidad del paciente convirtiéndose en clave para el éxito en el paciente, en caso de aumentar o disminuir el diámetro se ve afectado directamente sobre la altura sagital que tendrá efecto en el apoyo de la media periferia.

Al realizar el análisis de los resultados de cada prueba con los tres diseños de lentes rígidos corneales se observaron claras diferencias sobre la dinámica y distribución de la lente lagrimal, la diferencia más significativa es el espesor del lente lagrimal a lo largo de los dos meridianos primarios que nos indica la cantidad de astigmatismo corneal, el patrón de fluoresceína esperado es encontrar el signo de "corbatín" en corneas regulares de forma más geométrica, sin embargo se observó en cada paciente este patrón de forma más marcada o más plana acompañado de exceso de movimiento que se llegó a salir de la estructura ocular, relativa incomodidad en los tres diseños de los cuales los pacientes reportaron que el diseño asferico es el más cómodo de los tres sobre el esférico y multicurvo reportando que el diseño más molesto durante la prueba fue el multicurvo, es decir, se puede hacer la conclusión que a medida que aumenta la toricidad corneal de la media periferia se espera encontrar un mayor apoyo en el centro lo que ocasiona un mayor levantamiento en la periferia de cada lente y que el lente asferico sigue siendo el diseño predilecto para alineación corneal.

La media periferia corneal es un valor en la adaptación que regularmente no es referencia inicial para realizar pruebas de ahí que los resultados en las pruebas en el paciente genere experiencias desagradables más aún si se concentra únicamente en la lectura central de la medida queratometrica obtendremos una perspectiva diferente en las adaptaciones de lente de contacto por lo tanto el efecto lagrimal puede verse afectado, en resumen la medición de la media periferia corneal es un fenómeno que nos puede ofrecer el conocimiento nuevo para tomar en cuenta de los nuevas filosofías de adaptación.

CAPITULO I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La investigación en el tema de adaptación de lentes rígidos corneales es necesario para la preparación profesional del Optometrista, se tiene la necesidad de conocer los efectos y cambios del lente lagrimal que se representen en la adaptación ideal de un lente de contacto RGP en este caso midiendo la media periferia corneal para la selección inicial del lente de prueba que podrá de cierto modo sugerir una nueva base en la adaptación de lentes de contacto de apoyo corneal, el lente lagrimal crea un mayor flujo bajo el lente si se realiza modificar el radio de curvatura.

La película lagrimal juega un papel muy importante en el mantenimiento de la fisiología y confort ocular, mantiene la visión nítida proporcionando a la superficie rugosa de la córnea a una superficie ópticamente lisa y apoyándonos del queratómetro que mide la zona de curvatura apical central de la córnea de 3 a 4 milímetros de diámetro de cuerda nos da conocimiento de la estructura física que refiere ser la zona de primer contacto cuando se realiza pruebas de adaptación de lentes de contacto.

Estudiar los cambios del lente lagrimal nos brindaría la pauta para hacer más certero en la adaptación de lentes de contacto rígido corneal considerando los diferentes diseños en su superficie posterior como un mejor entendimiento de la formación del lente lagrimal nos permitirá hacer adaptaciones más precisas. Así mismo, poder comprender como el diseño influye en la sensación con el lente de contacto en el paciente.

Los beneficios y las aplicaciones de lentes corneales rígidos permeables al gas son evidentes hoy en día. La óptica de lentes rígidas es importante para la gran mayoría de los pacientes con córnea irregular, y la capacidad de corregir las aberraciones del frente de onda puede proporcionar un beneficio visual aún mayor para los pacientes como son el caso de ectasias corneales, córneas postraumáticas, QPP etc. que usan GP. (3)

El estudio pretende investigar y comparar el resultado dióptrico del lente lagrimal al realizar la adaptación en pacientes con corneas regulares de rango queratometrico 42.00 a 45.00D no mayor a toricidad corneal de 2.00 D, con errores refractivos no mayor a +/-2.00 D esfera, +/-2.00 D cilindro con la regla. En los mismos pacientes realizar la adaptación con los

diseños rígido corneal esférico, asférico y multicurvo, para medir, valorar y predecir las diferencias del lente lagrimal de la relación lente-cornea.

No se ha realizado una investigación comparativa sobre el estudio del menisco lagrimal comparándose con los tres diferentes diseños de apoyo corneal, esto podría proveer a la práctica clínica comprender los cambios que cada diseño pueda tener en la relación lente-lente lagrimal-cornea y así predecir los cambios de evaluación de fluorograma estática y dinámica en el paciente.



CAPITULO II. JUSTIFICACIÓN

El especialista de la visión debe conocer los diferentes diseños los lentes rígidos corneales permeables al gas y su relación con el lente lagrimal que es el factor principal para ofrecer una excelente calidad de visión, estabilidad y salud ocular a todos los pacientes de nuestra práctica profesional. El material se llama Acrilato de Fluoro silicona que tiene un módulo de resistencia alto, estos diseños tienen una gran durabilidad para el uso cotidiano del paciente lo que facilita su extensión de uso, de modo que al rehabilitar la visión con lentes de contacto el paciente puede sacar el mejor provecho en las actividades en su vida diaria.

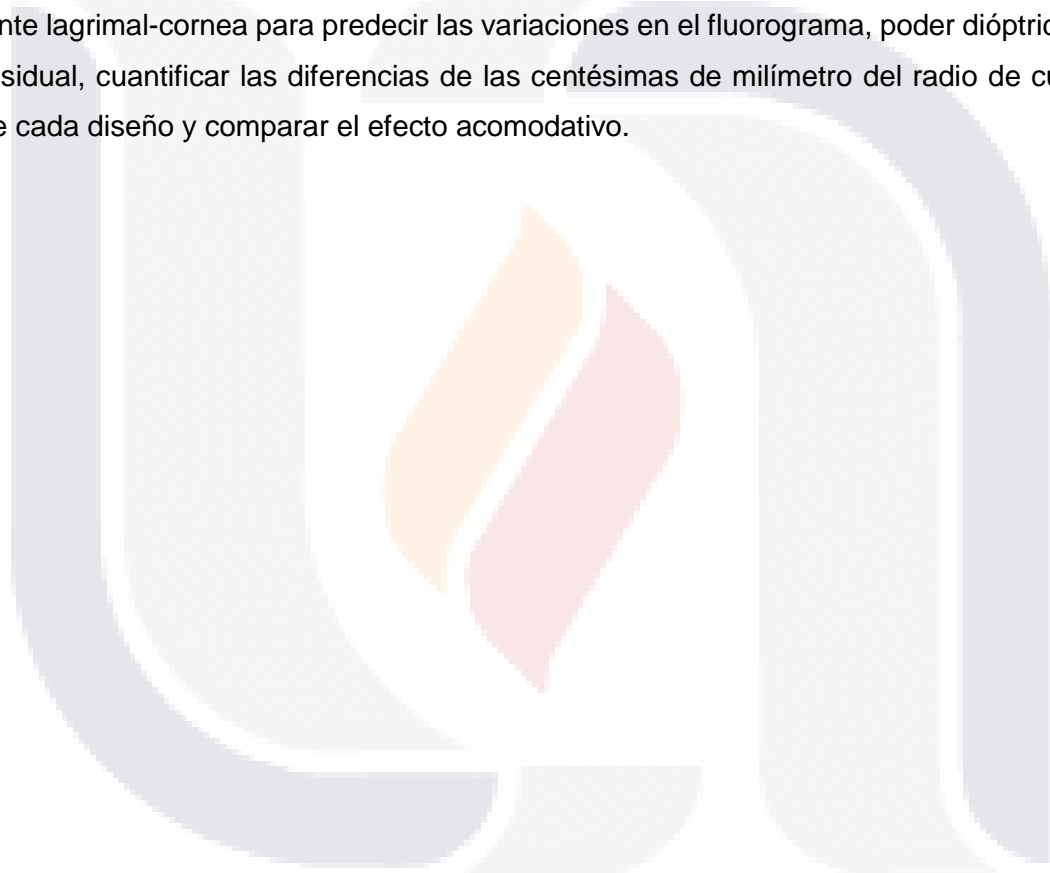
Actualmente en la formación académica de Optometría existen diferentes diseños de lentes de contacto como los esféricos, asfericos y multicurvos que cuentan con diferentes radios de curvatura en la periferia siendo los más utilizados en la práctica profesional para corregir errores refractivos altos y/o deformaciones corneales ofreciendo un adecuado alineamiento, distribución de el lente lagrimal y salud ocular.

Las lentes de contacto que con mayor frecuencia son utilizadas en astigmatismos regulares e irregulares son los rígidos permeables. El lente lagrimal que se forma entre la lente y la córnea es capaz de enmascarar las aberraciones ópticas de alto orden derivadas de la irregularidad corneal de la cara anterior. Los diseños pueden ser esféricos o asféricos, de diseño convencional para casos de ectasias primarias y secundarias de grados moderados o avanzado (5).

Las dimensiones de la cara anterior de la córnea en el lente lagrimal tienen efecto sobre el poder dióptrico del lente de contacto final, se quiere encontrar la relación con las condiciones de asfericidad, toricidad o esfericidad del paciente.

El presente proyecto pretende estudiar los efectos y cambios del lente lagrimal en la adaptación ideal de un lente de contacto RGP basados en la medición corneal central aplicando anestesia tópica para el confort de los pacientes durante la prueba, porque seleccionar la curva base sobre la queratometría más plana genera experiencias desagradables como incomodidad y molestia.

Se realizó una minuciosa búsqueda en fuentes bibliográficas que señalen estudios sobre los cambios del lente lagrimal sobre tres diseños rígidos de apoyo corneal tomando la medida queratometrica de la media periferia corneal en el cual no existe información alguna de estudios que hablen sobre la comparación de los tres diseños esferico, asferico y multicurvo, se menciona en estudios de los efectos del uso de lentes de contacto rígidos permeables en la película lagrimal en ojos con queratocono mencionando que la calidad y la cantidad de la lagrima son anormales que en aquellos con queratocono que no usan lentes de contacto. Esta investigación ayudara a conocer los efectos de la relación lente-lente lagrimal-cornea para predecir las variaciones en el fluorograma, poder dióptrico, valor residual, cuantificar las diferencias de las centésimas de milímetro del radio de curvatura de cada diseño y comparar el efecto acomodativo.



CAPITULO III. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

Evaluar los cambios del lente lagrimal en la relación lente-cornea en la adaptación ideal de un lente de contacto RGP sobre la media periferia corneal con los diseños esférico, asférico y multicurvo.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar los radios de curvatura corneal con queratometro Javal en todos los pacientes
- Calcular los radios de curvatura
- Revisar la calidad y características del lente de contacto
- Obtener el valor de sobre refracción del diseño esférico
- Obtener el valor de sobre refracción del diseño asférico
- Obtener el valor de sobre refracción del diseño multicurvo
- Analizar los valores de refracción y de radio de curvatura de los tres diseños

CAPITULO IV. MARCO TEÓRICO

4.1 Cornea

El conocimiento de la anatomía de la corneal es fundamental para poder elegir el diseño más apropiado para realizar la corrección óptica más apropiada la adaptación de lentes de contacto. Forma parte de cara anterior ocular, refracta la luz cóncava/convexa, es transparente y elástica de tejido avascular. El diámetro horizontal de 12.6 mm y vertical de 11.7 mm en promedio, si dividiéramos la córnea en cuatro cuadrantes lo podemos determinar como hemi cornea superior, inferior, temporal y nasal con un índice de refracción 1.376. La superficie anterior de la córnea presenta el componente principal de la refracción del ojo con aproximadamente +43.00 D de poder, en la cara anterior tiene un poder de +48.00 D y en la cara posterior con el valor de -5.00 D.

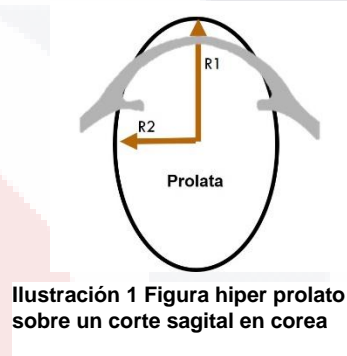
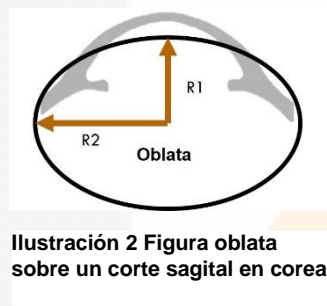
El limbo esclero corneal es la zona de transición entre la córnea y esclera zona muy importante porque es la zona de nutrición de la córnea y es la zona de drenaje del humor acuoso. La cornea como sabemos representa aproximadamente el 70% del poder del sistema óptico ocular, la curvatura de la córnea determina el poder total, los radios de curvatura son diferentes en cada persona y en cada ojo, el radio de curvatura corneal anterior siempre es mayor que el posterior, la estructura básicamente no es esférica si no asférica porque su zona periférica es más plana y más gruesa que la zona central, conocer la asfericidad corneal es básica para corregir las aberraciones ópticas del ojo, el valor de la excentricidad corneal es menor dentro de los 3 mm centrales mientras en la periferia dentro de los 5 y 7 mm es geoméricamente tiene mayor rango de excentricidad o elevación. Al realizar un análisis del mapa de poder refractivo en la topografía corneal este nos muestra el valor del poder refractivo corneal total donde en corneas regulares el punto de menor potencia lo podemos observar en el centro mientras se aleja del centro hacia la periferia el valor es mayor queratometrico.

La diferencia entre la córnea de un paciente y una esfera perfecta se denomina asfericidad, los radios son diferentes en su circunferencia que lo podríamos decir que es una forma oval. Para ejemplificarlo mejor siguiendo un eje de coordenadas geométrica una figura asférica es más alargada en sentido vertical, y una figura asférica oblata es más alargada en sentido horizontal, ambas figuras son idénticas pero colocadas en diferente posición, por lo tanto,

la asfericidad es la misma. En la figura prolato el radio es mayor en el eje vertical, mientras en la figura oblata el radio es mayor en el eje horizontal.

La topografía nos da muchos datos, el grosor, el mapa de elevación de cara anterior y cara posterior y el poder axial queratometrico de poder que sobre las escalas de colores como muestra el espesor, el ápice corneal siendo el referente el punto más delgado.

Mientras en corneas irregulares como es el queratocono la forma geométrica es hiper prolato en el centro y plano en la periferia, en los casos de cirugía refractiva la figura oblata en el centro y curvo en la periferia.



4.2 Queratometría

El queratometro mide la curvatura central en dos puntos dentro de los 2 a 4 mm centrales (3 mm en promedio) de la córnea, pero no mide la media periferia, es un método rápido y preciso para determinar la curvatura central corneal siendo útil para estimar la potencia óptica general de la córnea, es conocida su unidad de medición como queratometría. Las mediciones de queratometría son menos repetibles o poco precisas cuando la forma de la córnea es irregular y distorsionada por lesión, cirugía o enfermedad corneal por ejemplo en el queratocono. La queratometría no proporciona información sobre la forma de córnea periférica lo que se puede hacer para poder realizar la medición en la media periferia corneal al realizar mirada lateral para efectuar la medición.

El queratometro utiliza un índice de refracción de $n = 1.3375$ para convertir los radios de curvatura corneales en potencia de refracción corneal, el valor del número de índice de

refracción se eligió en lugar del índice real del estroma corneal ($n = 1.376$) para compensar el poder refractivo negativo de la superficie corneal posterior.

El principio de la queratometría se basa en las propiedades ópticas reflectantes de la córnea que produce una imagen virtual cuyo tamaño y relación del radio de curvatura corneal empleado por el principio de duplicación.

El procedimiento para medir el valor de poder queratometrico de la córnea es alinear las miras en la posición de las 9 en punto del círculo inferior derecho para medir el meridiano horizontal y en la posición de las 12 en punto del círculo inferior derecho para medir el meridiano vertical, hablando del queratometro de Helmholtz. Imagen 4. Con el queratometro de Javal las miras que se deben alinear sobre entre si sin estar encima ambos para medir el primer meridiano, posteriormente se gira noventa grados la manija para poder visualizar el meridiano curvo. Imagen 3.

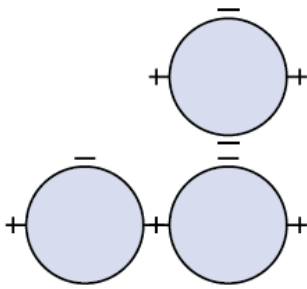


Ilustración 4 Miras de Bausch & Lomb

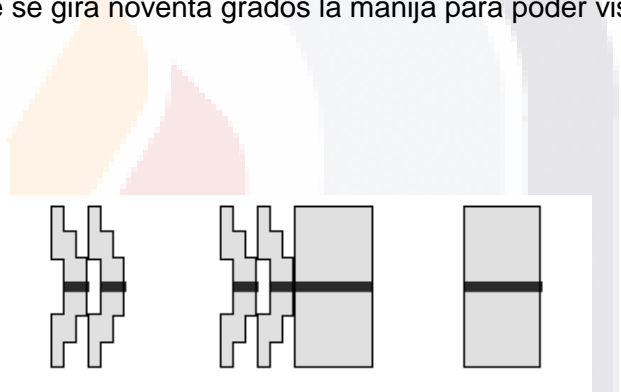


Ilustración 3 Miras de Javal - Schiötz

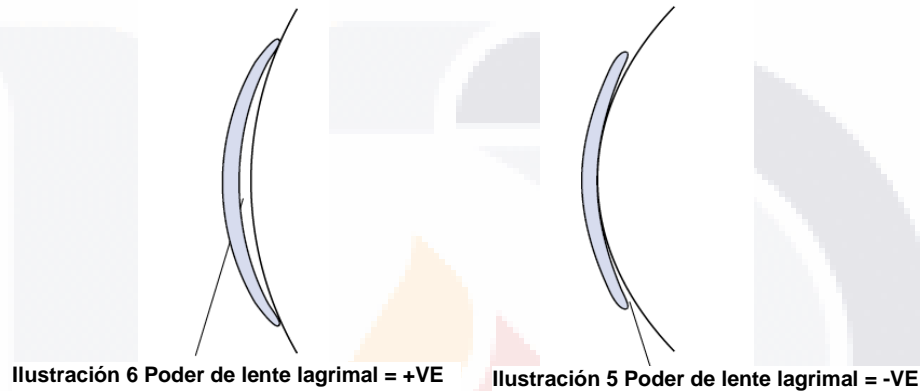
4.3 Corrección de ametropías

La superficie posterior de una lente rígida flota sobre la cara anterior de la córnea, por lo tanto, se forma una lente líquida o lente lagrimal de potencia predecible entre la superficie posterior de la lente de contacto y la superficie anterior de la córnea.

Al realizar cálculos para la elección del primer lente de prueba de rígidos se tiene en mente que las dos estructuras que son el lente de contacto y la lente lagrimal están separadas por una "película de aire" muy delgada. Este sistema de lente de contacto-lente lagrimal da lugar a la BVP final. Si al colocar en el ojo el valor de radio de curvatura a elección en base

al primer calculo que después no presenta generalmente un buen alineamiento sobre la córnea, la potencia final ya no es la misma que la refracción ocular in situ.

La potencia de la lente lagrimal depende del radio de curvatura de la superficie posterior de la lente de contacto y del radio de la superficie anterior corneal. Se indica cuando el poder es positivo con una lente que se ajusta más estrecho o pronunciado sobre "K" (imagen 3) y plano con alineación y negativo si la lente es más plana que "K" (imagen 4).



En el caso de los lentes de contacto de diseño hidrofílico este diseño cubre la superficie corneal y parte conjuntival tomando su forma por lo que cualquier lente fluida líquida tiene una potencia mínima o de nulo efecto dióptrico. El uso de lentes de contacto rígidos puede inducir varios cambios de refracción y del lente lagrimal siendo más significativo si realizamos cambios sobre el radio de curvatura del lente sobre la superficie corneal anterior.

4.4 Película lagrimal

En una estructura de tres capas entre 6 y 9 μm de espesor que comprende de una capa basal mucosa, acuoso y una capa delgada de lípidos superficiales con un índice de refracción de 1.357. El grosor de la película lagrimal es el espacio libre entre la superficie posterior de la lente y la córnea se relaciona generalmente al área central, el intercambio de lágrima bajo una lente rígida dependerá también la frecuencia, tensión y dinámica del párpado, el grosor de la película lagrimal, la apertura palpebral, la filosofía de adaptación del lente y el diseño. Cuando los párpados se encuentran cerrados se evita la evaporación de la lente lagrimal y la película pre corneal estando en equilibrio osmótico con la córnea.

El volumen de la producción de la lagrime tiene una variación de 0.5 a 0.67 mL durante el día durante horas de vigilia, que la cuarta parte se pierde evaporándose.

La técnica para estrechar o aplanar la lente se percibe sobre los valores del espacio libre apical y del borde principalmente para la apreciación del fluorograma. El espesor de la capa lagrimal aumenta gradualmente cerca del borde en el meridiano más curvo siendo el vertical.

Valor promedio
Grosor de la capa lagrimal = 5–10 μm .
Distancia al borde (periferia) = 75–80 μm .

Tabla 1 Valor de micras lagrimal

4.5 La teoría de la lente lagrimal

Se puede realizar una estimación del grosor del centro de lágrima mediante el cálculo de acuerdo con las ecuaciones para la profundidad sagital. Para ajustes planos sobre "K" o ligeramente curvos, se puede suponer que el contenido lagrimal tiene un espesor mínimo que se conforma como una lente delgada. El lente lagrimal anterior que está en la cara anterior sobre el lente es una lente delgada cuyo grosor no afecta el poder de refracción de la lente lagrimal, lo que da como resultado igual a cero.

La alteración de la curvatura corneal durante el uso de lentes rígidas supone el cual la teoría de la lente lagrimal no predice la situación refractiva. La curvatura de la superficie posterior del lente de contacto rígido no provoca cambios en el valor refractivo necesario para cumplir con la teoría de la lente lagrimal. Un elemento para de dificultad es que no se ha alterado la superficie posterior de la lente lagrimal sino la superficie posterior, el cambio neto en el poder es realmente en la interfaz lágrima/córnea y la córnea se ha alterado la curvatura de 7,50 mm (45,00 D) a 7,18 mm (47,00 D).

Los poderes de refracción reales de la interfaz lagrime/córnea antes y como después de la alteración queratométrica, son los siguientes:

Before	After
$\frac{1.376 - 1.336}{0.00750\text{m}} = +5.33$	$\frac{1.376 - 1.336}{0.00718\text{m}} = +5.57$

Ilustración 7 Cálculo del cambio refractivo por alteración corneal queratometrica

El cambio neto en la potencia para todo el sistema óptico es +0.24 D (no cero, como lo predice la teoría de la lente lagrimal), la lente de contacto del paciente debe requerir aproximadamente un cuarto de dioptría de menos agregado para mantener una corrección óptima (la sobre refracción debe ser aproximadamente -0.25 D en el meridiano vertical).

La teoría general de la lente lagrimal subestima la sobre refracción por -0.12 D por dioptría queratométrica completa de inclinación corneal (+0.12 D por dioptría de aplanamiento). Este es un pequeño cambio en la mayoría de los casos donde la curvatura corneal ha cambiado, y solo puede ser importante para diferencias de K muy grandes, como las asociadas con el queratocono, la cirugía refractiva o traumas corneales.

Al colocar un lente de contacto rígido se espera observar cambios del lente lagrimal en el patrón de fluoresceína cambia al depender del diseño del lente y la cantidad de curvas periféricas, el grosor de la lente lagrimal periférica será mayor y gradual hacia el borde como lo es en el caso del diseño asferico y multicurvo que sobre a diferencia del diseño esférico que obtendremos diferentes valores de en el valor dióptrico de la sobre refracción.

4.6 Excentricidad

La excentricidad tiene estrecha relación con la cantidad de error refractivo cuando se adapta lentes rígidos con un radio de curvatura más plano del valor central de la córnea. Cuando hay mayor excentricidad corneal, es decir mayor diferencia entre el radio central y la periférica, habrá mayor cambio en la cantidad de dioptrías, esto aplica cuando la córnea es de figura prolato. Cuando la córnea tiene valor de excentricidad menor a cero (oblata) no es posible realizar una corrección mejor (Mountford, 1997). John Mountford formulo que el cambio refractivo y la excentricidad muestran una correspondencia alta que concluyó que por cada 0.21mm de excentricidad se reducía 1.00D de miopía, por lo tanto la excentricidad inicial del paciente es un referente para poder detectar el máximo error refractivo que se

TESIS TESIS TESIS TESIS TESIS

pueda modificar. El autor sugirió cuando la excentricidad media es de 0.50, la miopía media que se podrá llegar a corregir será de 2.50D para el control de miopía.

La excentricidad corneal tendrá estrecha relación con el lente lagrimal para esperar encontrar cambios del poder refractivo en el amontonamiento y distribución en la geometría corneal.

4.7 Fluorograma

Los patrones de fluoresceína en contactología son fundamental para realizar una adaptación exitosa para obtener una excelente visión y salud ocular. Al hacer un análisis en topografía corneal en el mapa de elevación nos ofrecen información aproximado en como esperar encontrar patrones de fluoresceína de la relación lente cornea. El patrón de fluoresceína en el astigmatismo corneal mayor de 1.00 D se observa un patrón en forma de “corbatín”, “mancuerna” o “signo de reloj de arena” en corneas regulares.

La interpretación del fluorograma se debe a la apreciación de la distribución y acumulo de fluoresceína sobre el diámetro total del lente rígido corneal, haciendo mención sobre los astigmatismos que esperamos encontrar la distribución de la lente lagrimal al hacer la relación siendo menor concentración de fluoresceína sobre el meridiano más plano horizontal al concebir que es la de mayor elevación o anterior corneal, el grosor de la lente lagrimal disminuye hacia la periferia acumulándose en el meridiano vertical en la zona hemisferia superior e inferior.

Una diferencia en el grosor del lente lagrimal a lo largo de los dos meridianos primarios puede dar alguna indicación de la cantidad de astigmatismo corneal de forma subjetiva, cuando el patrón de fluoresceína con el patrón o signo de corbatín se exagera a medida que aumenta la toricidad corneal esta aumenta, la ortogonalidad es clave para apreciar el grado lente lagrimal y zona de apoyo en cornea regular. Mientras que en corneas irregulares el patrón de la distribución, apoyo y dinamismo del lente será completamente diferente.

Para el análisis y evaluación en el fluorograma de lentes de contacto rígido podemos dividir a la córnea en tres zonas:

- 1.- Zona central que abarcaría aproximadamente de 4 a 6 mm
- 2.- La media periferia corneal que en forma de dona abarca de 7 a 10 mm
- 3.- La zona limbal corresponde a los 11 mm donde termina la córnea.

Habrà mayor alteraci3n de la curvatura, la toricidad corneal y de poder di3ptrico si se elige un radio de curvatura y diámetro diferente a la relaci3n f3sica central y perif3rica del ojo del paciente se induce desenfoque y sensaci3n de molestia. Cuando los pacientes han tenido previa experiencia de lentes r3gidos durante el procedimiento de la adaptaci3n tienden a rechazar el diseño por las experiencias desagradables de las primeras pruebas realizadas, esta situaci3n en la pràctica cl3nica ocurre porque tiene estrecha relaci3n a la selecci3n del lente de prueba inicial. Los reportes mäs mencionados como "sentir el lente" o sensaci3n de que "se sale el lente" se debe principalmente a la inadecuada selecci3n inicial del lente de prueba.

Al efectuar modificaciones en el diámetro del lente a mäs pequeño se debe compensar ese cambio compensado en curva base para reducir el levantamiento en la periferia del esf3rico, un problema en la pràctica profesional es no contar con un stock de pruebas amplio con diferentes diámetros.

4.8 Lente r3gido esf3rico

La base de la correcci3n 3ptica en pacientes es el uso de lentes corneales hace posible la capacidad para encubrir el astigmatismo regular e irregular creando una nueva superficie de refracci3n 3ptica lisa corrigiendo las distorsiones de la superficie corneal anterior por la lente lagrimal fisiol3gica que rellena el espacio entre la superficie posterior de la lente de contacto y la superficie anterior de la c3rnea.

Las lentes de contacto r3gidas esf3ricas estàn sobre todo indicadas para la rehabilitaci3n visual en ojos con astigmatismo regular e irregular altos, pacientes que han sufrido traumas donde no es posible la fabricaci3n de lentes de armaz3n con poderes muy altos o que est3ticamente impiden realizar actividades o de ambiente externo que se requiere de calidad en visi3n lejana, pacientes pediàtricos para el est3mulo visual y entrenamiento para

la mejoría de casos de ambliopía, siendo de esencial mejorar la agudeza visual con su entrenamiento en terapia visual.

La técnica de adaptación de los diseños corneales se ha ido renovando con nuevas tendencias de diseño y fabricación. En la historia de la contactología de rígidos se tenía la intención en dejar un apoyo central mayor y el borde del lente con cierta separación o levantamiento, ópticamente una adaptación así generaba una calidad óptica increíble ofreciendo al sistema visual la percepción de una gran calidad en los objetos, la sensibilidad al contraste mejora pero con la analogía el paciente refiere molestia e incomodidad porque una de las principales molestias al adaptar rígido corneal es la sensación de molestia e incomodidad no dado por el contacto corneal central sino más bien es el borde levantado con interacción del parpado.

Los diseños rígidos con curvas periféricas en como el diseño asferico y multicurvo tienen la característica de tener un mayor aplanamiento en la periferia. El fabricante determina el valor de cada curva periférica de los lentes multicurvos y asfericos, con el principio que el multicurvo tiene zonas periféricas con mayor levantamiento en las curvas periféricas se tendría que considerar antes de emplearlo en el paciente.

Es fundamental el conocimiento sobre la estructura y geometría de todos los diseños para realizar las modificaciones personalizadas para cada paciente en la media periferia corneal, cada adaptación y grado de excentricidad corneal tendrá valores en las curvas periféricas o de excentricidad diferente aun cuando el valor de la queratometría central sea muy similar.

4.9 Lente multicurvo

Se define como el segmento de esfera con dos a más radios de curvatura en la periferia. El diseño consiste en un radio central delimitado por diámetro de zona óptica y posterior hay dos, tres o más curvas periféricas con gradual aplanamiento. En casos de córnea irregular incipiente o leve las lentes bicurvas y/o tricurvas tienen mejor éxito, mientras que en casos de corneas irregulares severas y avanzadas en lentes tetracurvas o pentacurvas obtendremos mejor éxito de alineamiento y centrado porque físicamente tienen mayor grado de protrusión, las cantidades de las curvas periféricas están bien alineadas el lente

se comporta como una lente de aplanamiento continuo por esta serie de transiciones. El aplanamiento de la periferia es progresivo, las curvas periféricas pueden ser de 3, 6, 8 y 10 D más planas que la curvatura base central, periférica y diámetro total como de transición en centésimas de milímetro.

Diseño	Cantidad de curvas perifericas
Esférico	De un solo corte
Bicurvo	CB central + CPP
Tricurvo	CB central + Z2 + CPP
Tetracurvo	CB central + Z2 + Z3 + CPP
Pentacurvo	CB central + Z2 + Z3 + Z4 + CPP

Tabla 2 Definición por cantidad de curvas periféricas

La adaptación de lentes multicurvo (pentacurvo) está indicado para ectasias corneales como el queratocono central, se puede realizar por medio de caja de prueba con valores pre establecidos por el fabricante, si se manda a fabricar con otro laboratorio es probable que la adaptación no se comporte de igual forma porque cada fabricante controla sus propios parámetros en los radios de curvatura periférica lo que como especialistas nos compromete a realizar la fabricación con el mismo fabricante para asegurar la efectividad en el paciente. Se hace la selección del lente de prueba inicial por medio de la experiencia previa o sugerencia en relación con el valor de la queratometría central.

La ventaja del diseño multicurvo es del poder diseñar el valor de las curvas periféricas en centésimas de milímetro en base a la observación del fluorograma el alineamiento de la media periferia corneal, nos podemos apoyar con la topografía corneal con el mapa de elevación corneal para determinar el diámetro de zona óptica como el valor de aplanamiento de las curvas periféricas dentro de los 5, 7 y 9 mm del mapa corneal, así como las distancias en cada radio periférico. El valor de la zona óptica dependiendo de del diámetro del lente tendrá diferentes cantidades, entre mayor sea el diámetro total del lente la zona óptica será mayor y viceversa si el diámetro del lente total es menor la zona óptica será menor induciendo la percepción de halos de luz.

Los valores en diámetro y aplanamiento periférico están determinados en centésimas de milímetro, en la ilustración 8 se observa un ejemplo de la geometría del lente y la distribución del lente lagrimal desde el centro hacia la periferia.

	CB	Diam	Poder		
Ejemplo:	7.50	9.0	-5.00		
Zona Óptica	Z2	Z3	Z4	CPP	
	6.1	8.00 / 0.35	9.30 / 0.35	11.70 / 0.35	15.70 / 0.4

Tabla 3 Formato y orden de la estructura del diseño multicurvo.

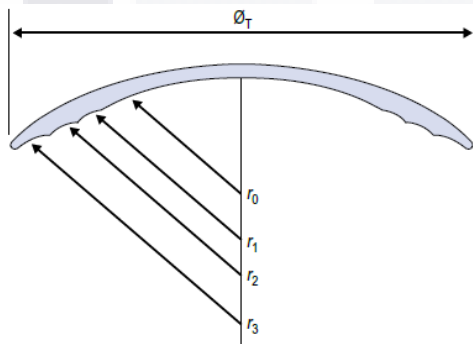


Ilustración 8 Radios de curvatura de lente multicurvo

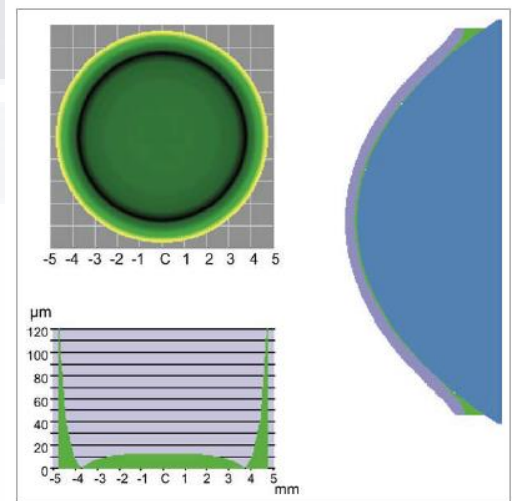


Ilustración 9 Perfil de la capa lagrimal en multicurvo

Hacer la prueba con lente de contacto multicurvo y mandar a realizar el lente con otro fabricante sin esclarecer cada valor el resultado esperado será diferente con relación a nuestros propios lentes de prueba (siempre y cuando no revelamos cada valor de las curvas periféricas), esto implicara mayores modificaciones que generan dificultades en el alineamiento de la periferia causando malas experiencias de sensación en el paciente. La sugerencia para obtener el control de la periferia es conociendo cada valor del set de prueba y en todo momento apoyarnos con el topógrafo corneal.

Las ventajas del diseño multicurvo brinda un mejor alineamiento de la media periferia corneal, centrado y comodidad, la cualidad es poder personalizar las curvas periféricas de ser necesario dependiendo el caso (aplanar y estrechar). Las principales inconveniencias al realizar adaptación de este diseño se pueden esperar encontrar adhesión corneal, des

epitelización y reportar halos de luz que para corregirlo este desenfoque por la difracción por las curvas periféricas conviene aumentar la zona óptica y/o diámetro total.

La cantidad sugerida para realizar cambios en cada curva periférica es de 20 centésimas de milímetro por cada radio de curvatura (bicurvo, tricurvo, tetracurvo y/o pentacurvo), este valor puede ser mayor o menor siempre que se respete el principio de aplanamiento progresivo del centro hacia la periferia, el objetivo de la selección en cuanto a las cantidades se basara en la observación del fluorograma estática y dinámica que observemos.

4.10 Lente esférica

Las lentes esféricas tienen una o ambas superficies de una construcción no esférica, toman la forma de una parábola, elipse o hipérbola y se definen por excentricidad. Va disminuyendo su curvatura (aplanando) del centro hacia la periferia, semejante al cambio de curvatura corneal, está indicado para queratoconos y corneas regulares con alto astigmatismo corneal.

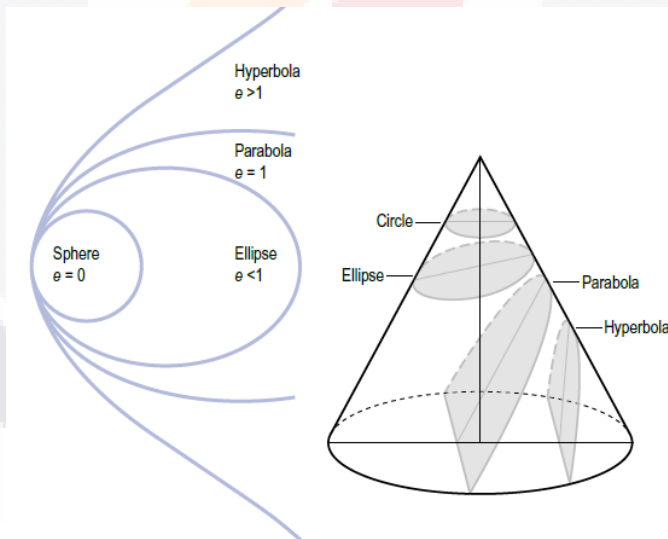


Ilustración 10 Representación de superficies esféricas

Para realizar modificaciones en la periferia se toma valor de la excentricidad «e» que se puede definir como el alejamiento de la superficie circular a una pendiente más plana: entre más excéntrica sea, será más plana la periferia partiendo de los valores 0.1 a 0.9 (elíptica) de la tabla 4, modificando la cantidad del valor de excentricidad tendrá en mejor

alineamiento. Se puede observar en la ilustración 11 la distribución de la lente lagrimal en relación con la toricidad corneal.

Excentricidad	Forma
0	Circular
0.1 a 0.9	Elíptica
1.0	Parabólica
> 1.0	Hiperbólica

Tabla 4 Valor numérico de aplanamiento periférico

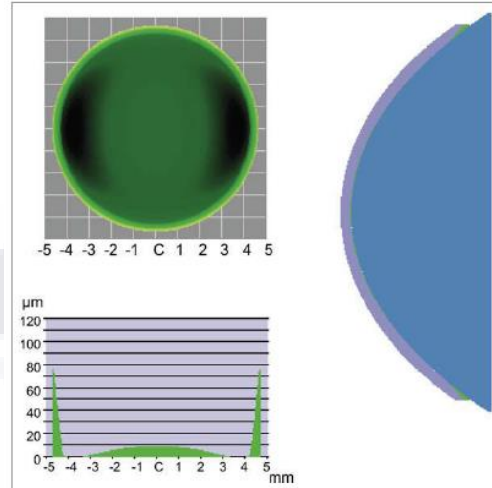


Ilustración 11 Perfil de la capa lagrimal en esférica

Los lentes esféricas por su diseño de fabricación de aplanamiento continuo no requieren demasiados ajustes críticos porque se alinea con mayor acorde sobre la media periferia corneal por lo que no se necesitan muchos parámetros de prueba. Se sugiere realizar la adaptación ligeramente plana para proporcionar un movimiento adecuado y suficiente espacio libre en el borde del lente.

La semejanza del diseño esférico con la excentricidad corneal fisiológica proporciona una alineación en la media periferia muy semejante al de la córnea. Al no tener zonas de transición como el multicurvo la zona óptica es mayor y el lente lagrimal fluye de forma más homogénea, la difracción de rayos de luz que atraviesa la superficie esférica corrige y disminuye las aberraciones ópticas, aumenta la profundidad de foco y aumenta la percepción de contraste.

Los lentes esféricas funcionan en pacientes con corneas regulares con errores refractivos altos, en con queratocono incipientes, moderados y avanzados (corneas prolatos e hiper prolatos) siendo un diseño practico por la modificación del valor de excentricidad que tiene relación en el apoyo de la media periferia como es en casos de corneas irregulares ofrece mayor comodidad por el principio de ser más plano o tangencial sobre la media periferia, sin embargo el esférico es también eficaz para casos de astigmatismo alto y toricidad

corneal arriba de 4.00 D ortogonal sin realizar diagnóstico de queratocono o ectasia. Se espera observar el patrón de la fluoresceína del lente lagrimal en corneas regulares en forma de “mancuerna” o “moño”, mientras que en los casos de queratocono moderados y avanzados se busca un mejor alineamiento en la periferia.

En base al conocimiento del diseño esférico se podría pensar que en toda adaptación se podría iniciar la adaptación en todos pacientes, sin embargo, el diseño esférico al tener valor de excentricidad cero puede bastar para poder amparar el alineamiento tanto del centro como en la media periferia al complementar en cambiar en el diámetro total del lente a diámetros más amplios o reducidos.

La adaptación se realiza por medio de caja de prueba con valores preestablecidos por el fabricante o el mismo adaptador pueda determinar en base a su experiencia previa. Los valores de curva base, diámetro, poder y grados de excentricidad están proyectados para casos de ectasias hiper prolatos, en cambio al adaptar esféricas en corneas regulares el lente de prueba en ocasiones se puede esperar observar la orilla levantado con exceso de movimiento, esto significa que la excentricidad de lente de prueba puede ser excesiva por lo que se puede optar por disminuir el valor de excentricidad para disminuir el movimiento y la descentración.

Las lentes esféricas para queratocono están diseñadas por el fabricante generalmente con excentricidad de 0.8, para corneas regulares la excentricidad sugerida es de 0.4 a 0.6 si se desea realizar pruebas será primordial tener dichos lentes con diferentes grados de excentricidad. Si reducimos el valor de excentricidad a 0 el lente deja de ser esférica para volverse esférico.

Al realizar la comparación de multicurvo y esférica se da un mayor levantamiento del borde axial sobre el esférica, es decir, el lente multicurvo tiene mayor elevación o mayor aplanamiento de sus radios de curvatura en la periferia que el lente esférica, esto supone mayor comodidad al paciente usuario de esférico versus multicurvo, sin embargo, es posible personalizar las cantidades de radio de curvatura (en centésimas de milímetro) de aplanamiento o ajuste de las curvas periféricas del diseño multicurvo a una adaptación más personalizada, siendo de vital importancia que el contactólogo observe minuciosamente el

TESIS TESIS TESIS TESIS TESIS

centro, media periferia corneal, el movimiento vertical y la distribución del lente lagrimal. Podemos redondear que el esférico ofrecen mayor éxito de alineación y comodidad en queratoconos grados 1, 2, 3 y 4 (clasificación de Amsler, Krumeich) como en córneas regulares y el diseño multicurvo en grados 3 y 4.

Antes de realizar cambios en las curvas periféricas (multicurvo) o el valor de excentricidad (esférico) conviene precisar hacer ajustes sobre la curva base central que tiene una proporción mayor en el alineamiento central y periférico, la decisión para realizar cambios en la periferia de ambos diseños se sugiere como última opción una vez determinado la mejor selección de curva base y diámetro total.

En general se tiene poco conocimiento estos diseños, para los contactólogos con experiencia el diseño esférico sigue siendo muy práctico para resolver la gran mayoría de casos. Los diseños esférico y multicurvo fueron creados principalmente para pacientes con queratocono, con el paso de los años la tecnología y el entendimiento de la anatomía corneal con mapas topográficos que miden más allá de los 9 mm centrales de cuerda ha ido mejorando los diseños de apoyo como grados de aplanamiento por lo mismo ha ido evolucionando las tendencias en cuanto a técnica y selección del lente. A veces sin tener que llegar al diseño escleral o híbrido seleccionar diseños especiales corneales es una alternativa practica y muy útil cuando el contexto social, económico y practico es un referente importante en la práctica profesional.

Las recomendaciones que no se deben dejar de lado es estar bien informados de los parámetros del stock de prueba del fabricante, así como una buena comunicación para conocer las limitantes de cantidad de aplanamiento o excentricidad, contar con caja de pruebas del fabricante es primordial porque garantiza la fabricación del lente en base a lo que se probó en el paciente el día de la prueba. Observar minuciosamente el apoyo o levantamiento en periferia. El documentar por medio de foto y/o video cuando estamos trabajando sobre estos diseños nos brindara conocimiento post adaptación para poder realizar ajustes más precisos.

4.11 Acomodación

Se define como la capacidad que tiene el ojo para ver los objetos claramente a diferentes distancias, dicha función permite llevar el punto focal cercano hacia la retina. Esta función la ejecuta el cristalino alterando su forma por medio la acción del músculo ciliar.

La acomodación esta compuesta de forma refleja siendo una respuesta involuntaria y automática del ojo hacia la borrosidad, es decir un sistema de adaptación al ambiente, proximidad por el juicio de la cercanía de un objeto y al cambio de la distancia.

Los síntomas de las disfunciones acomodativas se destacan en borrosidad y la astenopia que aparecen después de un periodo de trabajo en visión próxima relativamente menor a los 15 minutos, si bien los síntomas no suelen ser severos.

El sistema acomodativo debe ser capaz de responder a cambios bruscos en el estímulo acomodativo de forma rápida y precisa, es decir a los cambios de potencia, si las habilidades acomodativas del paciente se encontraran reducidas el proceso de terapia de acomodación es inicialmente monocular para evitar influencia del sistema de vergencias en el desempeño del paciente para mejorar la amplitud, facilidad y sostenimiento de la acomodación, así como reducir el tiempo de respuesta, la demanda acomodativa se modifica con el uso de lentes positivas o negativas o un cambio en la distancia de fijación.

El proceso de los ejercicios para mejorar se aplica cambios de baja potencia y paulatino, conforme al plan de tratamiento se va aumentando la potencia de las lentes con el objetivo final de alcanzar en la prueba de Flipper el valor de 12-15 cpm (ciclos por minuto) con cambios de +2.00/-4.00D monocularmente.

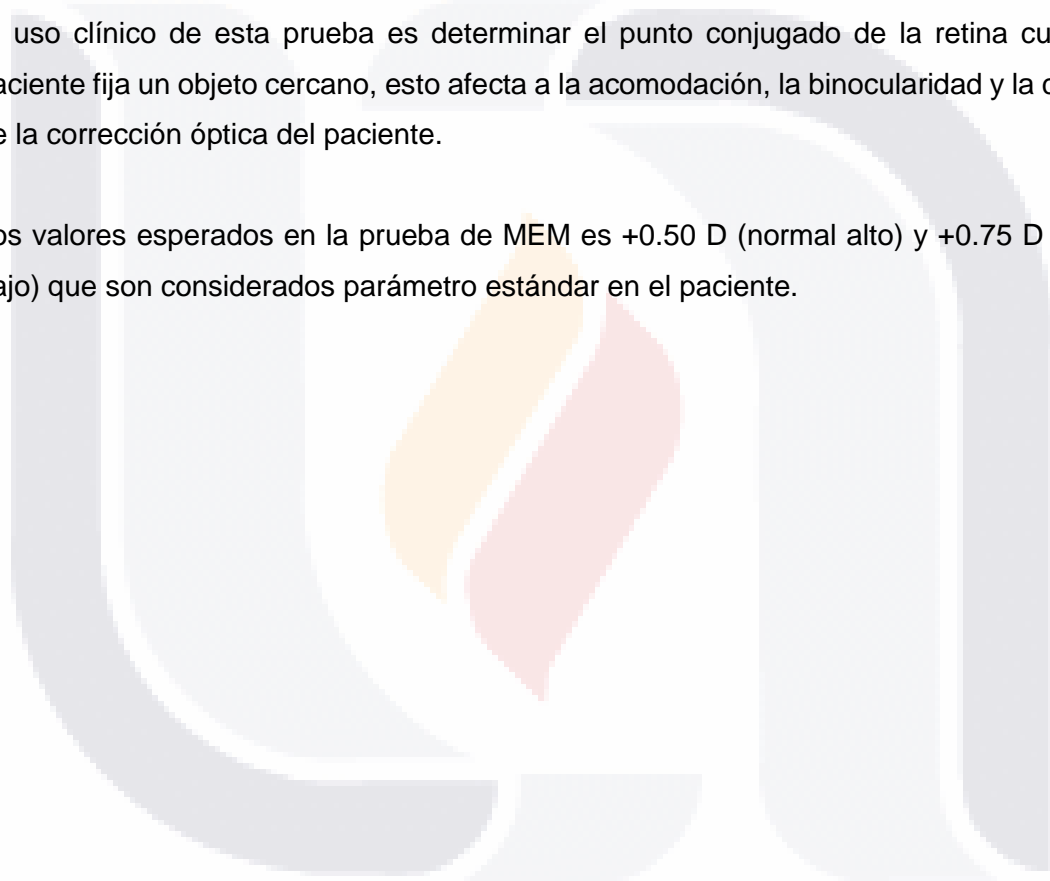
La acomodación tiene una estrecha relación cantidad de convergencia acomodativa que se puede estimular o inhibir por unidad de acomodación lo que nos explica cuanto puede variar el valor del sistema de convergencia cuando se varía en una dioptría la acomodación y que clínicamente permite conocer la eficacia del plan de tratamiento de las anomalías de la visión binocular.

4.12 Retinoscopia dinámica: método de valoración monocular (MEM)

Es una prueba que nos permite medir objetivamente la respuesta acomodativa de cerca a la distancia de trabajo, esta técnica es útil en el diagnóstico de anomalías binoculares como para predecir la eficacia de algunas formas de intervención terapéutica, el material para realizar esta prueba es colocando la tarjeta retinoscópica de MEM en el retinoscopio con iluminación de gabinete con toda la corrección binocular del paciente.

El uso clínico de esta prueba es determinar el punto conjugado de la retina cuando el paciente fija un objeto cercano, esto afecta a la acomodación, la binocularidad y la cantidad de la corrección óptica del paciente.

Los valores esperados en la prueba de MEM es $+0.50$ D (normal alto) y $+0.75$ D (normal bajo) que son considerados parámetro estándar en el paciente.



CAPITULO V. HIPÓTESIS

La adaptación de los diseños rígidos corneales modifica los valores refractivos del menisco lagrimal que esta entre la cara posterior de la lente y la córnea.



CAPITULO VI. ANTECEDENTES

6.1 Lente lagrimal

Al colocar lentes de contacto rígido el lente lagrimal es el medio refringente del sistema óptico para la corrección refractiva de los puntos focales de la cara anterior en cornea al colocar un lente de contacto rígido corneal. La primera función de la lente lagrimal pre ocular es proporcionar una superficie de calidad óptica perfecta. Compensa las irregularidades microscópicas de la superficie corneal permite que la córnea, en relación de su curvatura, sea la superficie refractiva más potente del ojo, aproximadamente +45 dioptrías (Duke-Elder, 1938).

La aplicación de fluoresceína es fundamental para evaluación en las adaptaciones de lentes de contacto rígidos, nos permite medir el volumen cualitativamente del menisco lagrimal dentro y alrededor de la lente de prueba, el cual es vital para la elección adecuada de la relación lente-cornea para cada caso de pacientes evitando a toda costa complicaciones y desagraden cornea por la mala selección del lente final.

Al realizar el análisis de los resultados de cada prueba con los tres diseños de lentes rígidos corneales se observaron claras diferencias sobre la dinámica y distribución de la lente lagrimal, la diferencia más significativa es el espesor del lente lagrimal a lo largo de los dos meridianos primarios que nos indica la cantidad de astigmatismo corneal, el patrón de fluoresceína esperado es encontrar el signo de “corbatín” en corneas regulares de forma más geométrica, sin embargo se observó en cada paciente este patrón de forma más marcada o más plana acompañado de exceso de movimiento que se llegó a salir de la estructura ocular, relativa incomodidad en los tres diseños de los cuales los pacientes reportaron que el diseño asferico es el más cómodo de los tres sobre el esférico y multicurvo reportando que el diseño más molesto durante la prueba fue el multicurvo, es decir, se puede hacer la conclusión que a medida que aumenta la toricidad corneal de la media periferia se espera encontrar un mayor apoyo en el centro lo que ocasiona un mayor levantamiento en la periferia de cada lente y que el lente asferico sigue siendo el diseño predilecto para alineación corneal.

Artículos relacionados que han medido el efecto de la lente lagrimal, por ejemplo, Izabela K. Garaszczuk²¹ que concluye el uso de lentes de contacto hidrofílicos puede inducir cambios morfológicos en la conjuntiva tarsal, especulando que podría deberse a la hinchazón conjuntival por uso de lente haciendo modificaciones de la lente lagrimal.

Bhagya y Ram Lyer²⁵ hicieron modelos físico matemáticos de lente lagrimal alrededor de una lente blanda simétrica y esférica en equilibrio estático tomando variables de la capilaridad, fuerza neta, ángulo de contacto corneal, ángulo de contacto superior, sin tomar en cuenta el parpadeo.

Meng C. Lin y cols²⁷ demostraron por medio de la paquimetría óptica ha podido medir el grosor de la lente lagrimal entre la superficie posterior de una lente de contacto blanda y la córnea.

Melissa J. Glasson²⁸ examina dos grupos en busca de asociaciones entre las variables de la película lagrimal y la tolerancia al uso de lentes de contacto, encontró que la concentración y la actividad de la fosfolipasa A2 secretora, lípidos oxidados y la concentración de lipocalina en las lágrimas son significativamente diferentes entre los lentes de contacto en pacientes tolerantes e intolerantes, siendo la clave para el abandono de los lentes de contacto hidrofílicos.

La mayoría de los estudios se han concentrado en estudiar el lente lagrimal referente a la calidad y para la prolongación del uso de lentes hidrofílicos con relación a comodidad, siendo en menor medida el estudio de la lente lagrimal sobre los diseños rígidos de apoyo corneal. Esta investigación determinara el efecto del lente lagrimal de tres diferentes diseños rígidos corneales para analizar diferencias significativas en el valor de error refractivo, tolerancia y el valor en acomodación.

CAPITULO VII. METODOLOGÍA

7.1 Diseño metodológico

Tipo de estudio:

- Observacional
- Análisis de casos
- Prospectivo

Muestra:

- Se realizará la adaptación de lentes de contacto corneal de diseño esférico, asferico y multicurvo a 14 pacientes.

Muestreo:

- La muestra aleatorio simple por conveniencia de 14 sujetos de acuerdo con los criterios de inclusión.

Criterios de inclusión:

- Pacientes con ametropías de valor refractivo no mayor a -2.00 esf y astig.
- Astigmatismo miopico simple, astigmatismo con la regla, miope, hipermetrópe y emétrópe dentro del rango dióptrico del punto anterior.
- Rango en queratometría de 42.00 a 45.00D no toricidad corneal de mayor a 2.00 D
- Calidad lagrimal apropiada para la adaptación de lentes de contacto rígidos permeables al gas
- Masculino y femenino entre 20 a 30 años
- Aceptar formar parte del protocolo previamente firmando carta de consentimiento informado

Criterios de exclusión:

- Que presenten leucoma corneal
- Blefaritis seborreica, conjuntivitis papilar gigante, conjuntivitis blefaro conjuntival o viral
- Infecciones de cualquier parte de la superficie ocular o anexos

- Ptosis palpebral
- BUT menor a 8 segundos.

Criterio de eliminación:

- Que decidan no acudir a las visitas de control.

7.2 Tipo de variables para el estudio

Nombre de la variable	Tipo	Escala	Naturaleza	Unidad de Medición
Edad	Independiente	Razón	Cuantitativa	Años
Genero	Independiente	Nominal	Cualitativa	Masculino Femenino
Refracción de armazón	Dependiente	Razón	Cuantitativa	Dioptría
Agudeza Visual con LCR esférico de cerca	Dependiente	Razón	Cuantitativa	LogMar
Agudeza Visual con LCR asferico de cerca	Dependiente	Razón	Cuantitativa	LogMar
Agudeza Visual multicurvo de cerca	Dependiente	Razón	Cuantitativa	LogMar
Valor refractivo con LCR esférico	Dependiente	Intervalo	Cuantitativa	Dioptría
Valor refractivo con LCR asférica	Dependiente	Intervalo	Cuantitativa	Dioptría
Valor refractivo con LCR multicurvo	Dependiente	Intervalo	Cuantitativa	Dioptría
Queratometría de Javal	Independiente	Razón	Cuantitativa	Dioptría
MEM	Dependiente	Intervalo	Cuantitativa	Dioptría

Tabla 5 Variables del estudio.

Variable independiente:

La adaptación de lente de contacto rígido corneal (esférico, esférico y multicurvo) y la medición corneal con el queratometro de Javal sobre la media periferia corneal.

Variable dependiente:

La variación del valor de la sobre refracción entre los diseños rígidos corneales y la agudeza visual.

7.3 Procedimiento

Las características de muestra de pacientes es evaluar el efecto del lente lagrimal al realizar la adaptación de lentes de contacto rígido a los mismos pacientes con los diseños esférico, esférico y multicurvo, en corneas regulares de rango 42.00 a 45.00D toricidad corneal no mayor a 2.00 D, con errores refractivos no mayor a +/-2.00 D esfera, +/-2.00 D cilindro con la regla.

7.3.1 Primera etapa

El total de grupo muestra de pacientes para el proyecto de investigación es de un total de 14 pacientes que rondan entre los 20 a 30 años, no ser previo usuarios de lentes de contacto. Se realiza el examen optométrico clínico completo de salud de segmento anterior y refractivo para descartar patologías no asociadas. Todos los pacientes deberán ser candidatos para poder realizar la prueba de adaptación de lentes de contacto rígidos de diseño esférico, asferico y multicurvo.

7.3.2 Segunda etapa

Se harán dos mediciones con el queratometro Javal para obtener los radios de curvatura en ambos ojos; se medirá el radio de curvatura central con la finalidad de obtener el dato y realizar el cálculo del primer lente rígido de prueba. Se comparará los valores obtenidos de

la medición de la queratometría central de cada paciente esperando encontrar una diferencia del poder dióptrico como en radios de curvatura para encontrar valores distantes, por ejemplo.

En base a los datos obtenidos se mandará a fabricar a cada paciente los lentes diseño esférico, asferico y multicurvo con diámetro de 9.5 con poder neutro para realizar las pruebas, cada parámetro en cada paciente se basa en la toma en el radio de curvatura o queratometrico de la media periferia corneal.

Durante la prueba a cada paciente se les aplicara gotas de anestesia tópica para ofrecer comodidad durante la prueba, se procede a realizar la colocar en cada ojo el primer diseño rígido esférico, se cuantifica la refracción, se mide la visión con la cartilla de Snellen, se evaluará cualitativamente el fluorograma en la relación lente-cornea, valorar visión, se realiza medición MEM en cada ojo para valorar la acomodación y al final se le pregunta por la sensación que experimento durante la prueba, este procedimiento se repite con el diseño asferico y multicurvo.

7.3.3 Tercera etapa

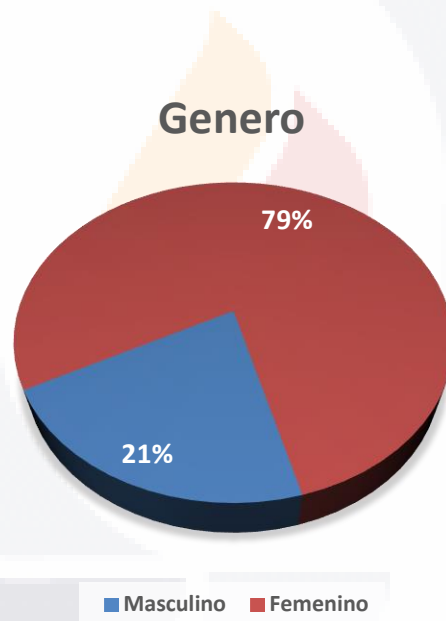
Se captura todos los valores medibles objetivo y subjetivo se registra en la base de datos los valores radio de curvatura, sobre refracción obtenido en cada diseño, agudeza visual lejano, cercano, valor MEM y comodidad "tentativa" para realizar un análisis de todos los datos representado en gráficas, comparar las diferencias obtenidas y realizar las conclusiones y discusión de los resultados.

CAPITULO VIII. RESULTADOS

Todos los lentes rígidos corneales de diferentes diseños tienen su propia geometría de fabricación que podría modificar los valores refractivos del lente lagrimal entre la cara posterior de la lente y la cara anterior de la córnea.

De la muestra de catorce pacientes, once del género femenino y tres del masculino se realizó las pruebas de adaptación de lente de contacto rígido con los diseños esférico, asférico y multicurvo tomando las medidas con el queratometro de Javal para el cálculo del radio de curvatura central y realizar las pruebas de fluorograma, sobre refracción y medición del efecto acomodativo con MEM.

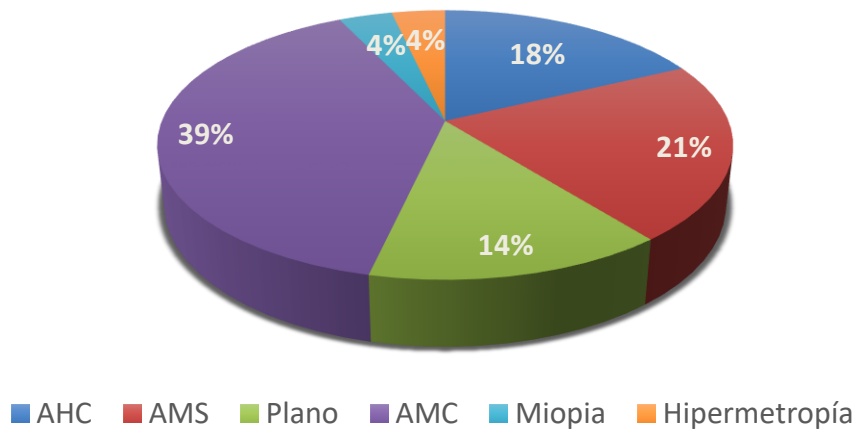
8.1 Datos demográficos



Grafica 1 Porcentaje por genero de los pacientes adaptados con LC corneales.

El 79% de la muestra fue del sexo femenino, y el 21% del sexo masculino. Con relación a la edad se presenta el 100% comprendido entre 25 a 30 años para el protocolo de investigación.

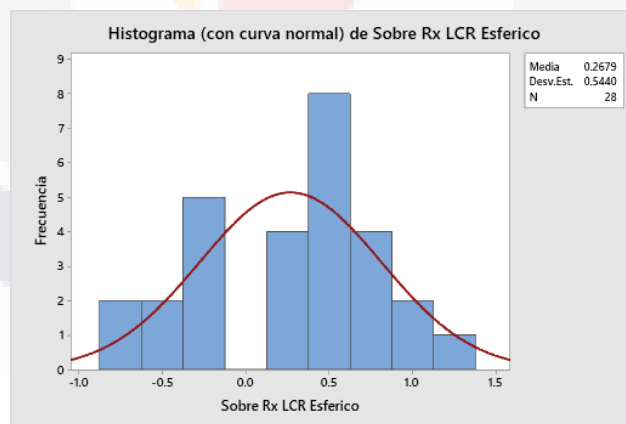
8.2 Ametropías



Gráfica 2 Porcentaje de ametropía en la muestra.

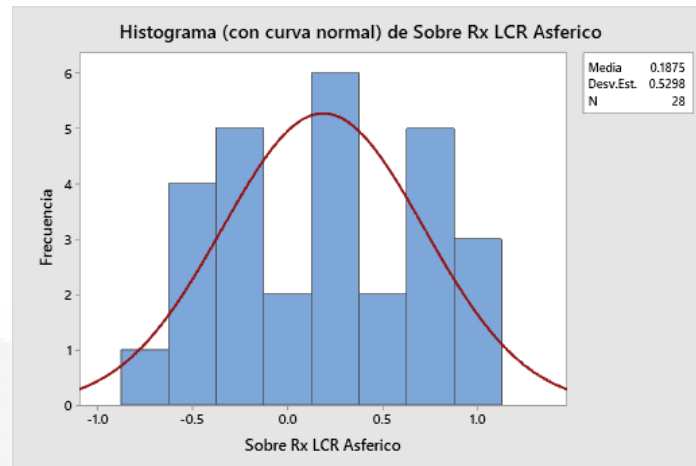
El principal error refractivo que se presenta en la muestra es el Astigmatismo Miopico Compuesto donde se presentan con dos ojos en la muestra a Hipermetropía y Miopía, todos los pacientes con errores refractivos menores en +/-2.00D esfera y cilindro en corneas regulares.

8.3 Sobre refracción esférico, asférico y multicurvo.



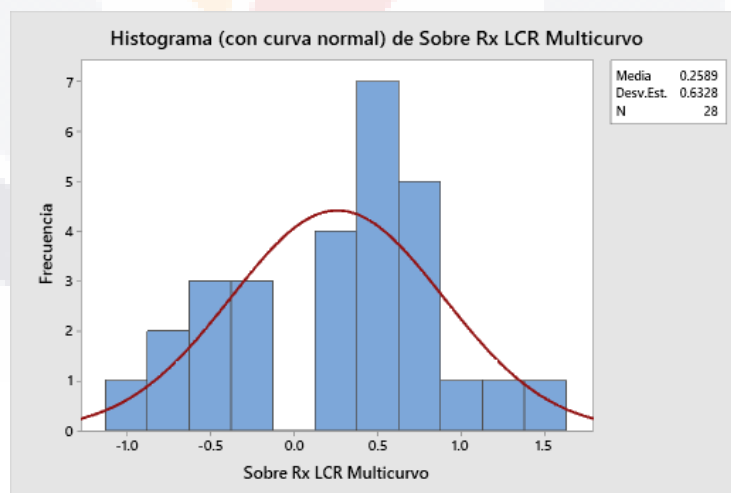
Gráfica 3 Medidas sobre refracción en diseño esférico.

En la gráfica 3 se muestra el análisis estadístico del diseño esférico cuyo valor de sobre refracción se distribuye o se recarga la variación al conjunto de datos de mayor frecuencia en +0.50 D sobre 8 ojos con poca variabilidad, el valor atípico se manifiesta en el valor de +0.00 D indicando no haber registro sobre algún ojo.



Grafica 4 Medidas sobre refracción en diseño Asférico.

En la gráfica 4 el análisis del diseño esférico se puede observar concentrado en tres valores máximos en $-0.25D$, $+0.75$ y $+0.25$ siendo este último con mayor registro de datos al contar con seis ojos. La tendencia se presenta en el valor positivo de la sobre refracción del lente lagrimal. Se puede observar en la campana de Gauss los valores son tanto del valor negativo como positivo siendo muy similar en la cantidad de ojos, esto puede significar que el diseño esférico tiende corregir mayor valor en sobre refracción negativa.



Grafica 5 Medidas sobre refracción en diseño Multicurvo.

En la gráfica 5 se puede observar mayor variabilidad del resultado de la sobre refracción comparado al diseño esférico y esférico, la tendencia central se observa en el valor moda de $+0.50 D$ y $+0.75 D$ mostrando que el centro del proceso se encuentra a la derecha de la

campana de Gauss con valor de corrección hacia los positivos, de igual forma encontramos un valor atípico de +0.00 D.

Estadísticas

Variable	Conteo			Porcentaje	Media	Error estándar de la		
	total	N	N*			media	Desv.Est.	Varianza
Sobre Rx LCR Esferico	28	28	0	100	0.268	0.103	0.544	0.296
Sobre Rx LCR Asferico	28	28	0	100	0.188	0.100	0.530	0.281
Sobre Rx LCR Mulicurvo	28	28	0	100	0.259	0.120	0.633	0.400

Variable	Mínimo	Q1	Mediana	Q3	Máximo	Rango	Modo	N para
								moda
Sobre Rx LCR Esferico	-0.750	-0.250	0.500	0.688	1.250	2.000	0.5	8
Sobre Rx LCR Asferico	-0.750	-0.250	0.250	0.750	1.000	1.750	0.25	6
Sobre Rx LCR Mulicurvo	-1.000	-0.250	0.500	0.750	1.500	2.500	0.5	7

Tabla 6 Medidas de tendencia central sobre refracción en diseño esférico, esférico y multicurvo

En la Tabla 6 se puede observar la relación total de 28 ojos en los cuales el valor de la media de los tres diseños tiene un valor de +0.25 D. Se puede observar que el diseño multicurvo tiene un rango máximo es de 2.50 D comparado al diseño esférico que tiene un rango de 1.75 D, al hacer la evaluación estadística del diseño multicurvo tiene mayor amplitud en el valor de la sobre refracción.

8.4 Valor estadístico acomodativo en MEM

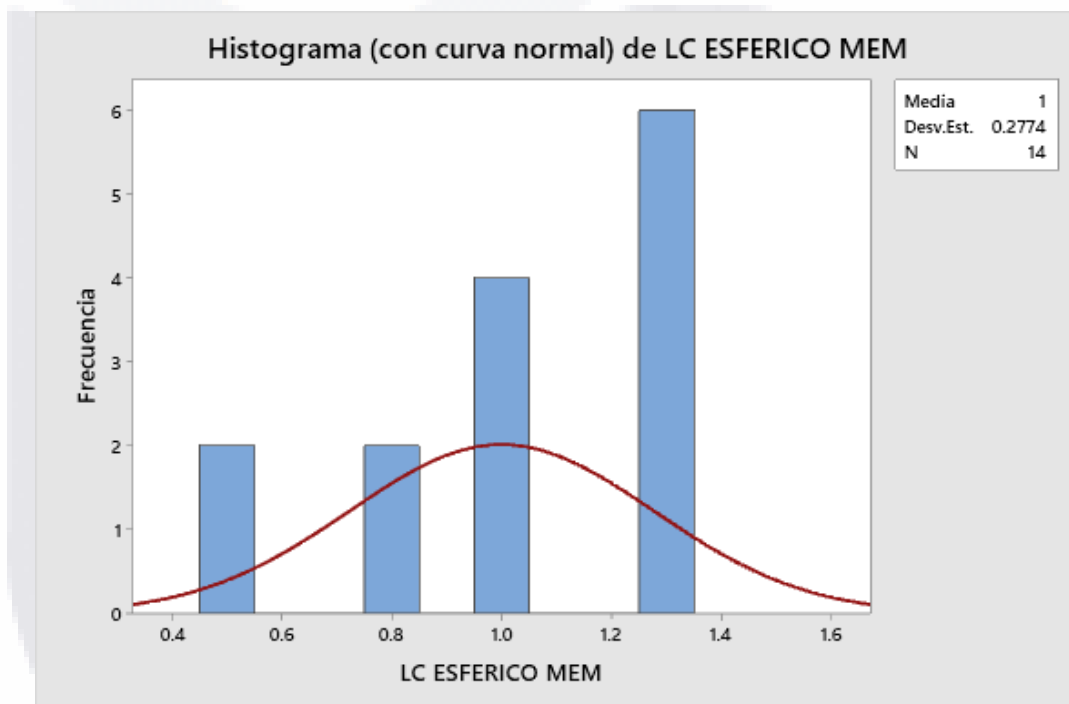
Estadísticas

Variable	Conteo			Porcentaje	Media	Error estándar de la			Mínimo
	total	N	N*			media	Desv.Est.	Varianza	
LC ESFERICO MEM	14	14	0	100	1.0000	0.0741	0.2774	0.0769	0.5000
LC ASFERICO MEM	14	14	0	100	0.9643	0.0686	0.2568	0.0659	0.7500
LC MULTICURVO MEM	14	14	0	100	1.0000	0.0786	0.2942	0.0865	0.5000

Variable	Q1	Mediana	Q3	Máximo	Rango	Modo	N para
							moda
LC ESFERICO MEM	0.7500	1.0000	1.2500	1.2500	0.7500	1.25	6
LC ASFERICO MEM	0.7500	1.0000	1.0000	1.5000	0.7500	0.75, 1	6
LC MULTICURVO MEM	0.7500	1.0000	1.2500	1.5000	1.0000	1	5

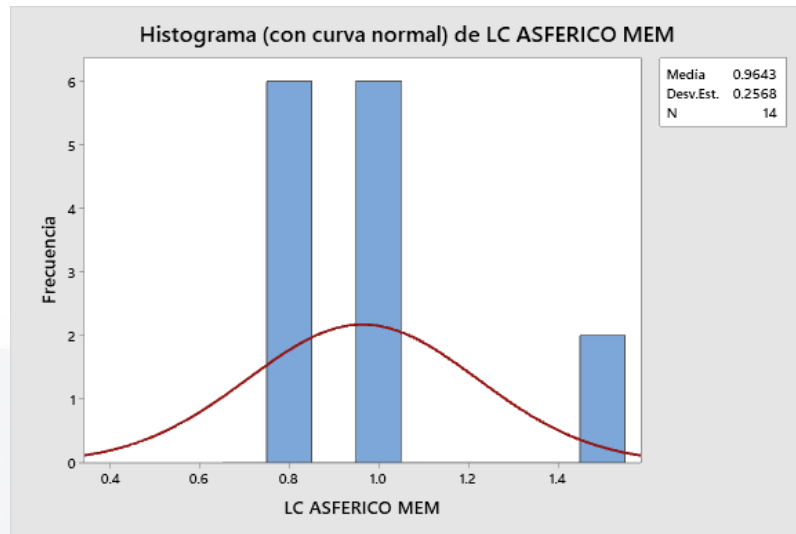
Tabla 7 Medidas de tendencia central sobre MEM de Esférico, Esférico y Multicurvo

Se puede observar en la tabla 7 los resultados de la prueba MEM para valorar la acomodación de los tres diseños corneales en el cual los datos encontrados son muy parecidos entre si con apenas una mínima diferencia en el valor de la media en acomodación con valor promedio de 1.00 D. En base al análisis de inferencia estadístico datos de MEM no se encuentra diferencias de medias entre los tres diseños corneales.



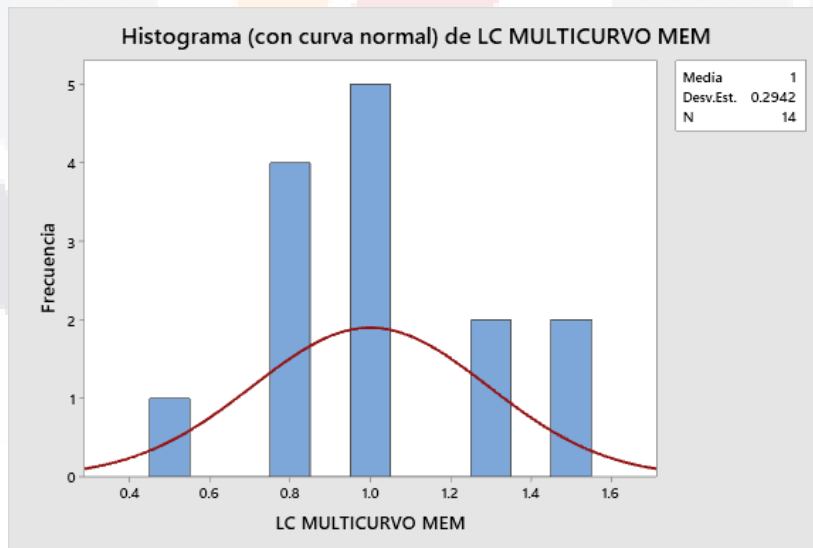
Grafica 6 Histograma de LC esférico MEM.

En la gráfica 6 se puede observar que el máximo valor registrado es de +1.25 D en el histograma en forma de acantilado acumulándose arriba de +0.75 D pudiendo mencionar que la respuesta acomodativa es baja en 6 ojos. La media es de +1.00 D con una desviación estándar de 0.27 D. Los pacientes representados en el histograma muestra el valor de +1.00 D arriba del 50%.



Gráfica 7 Histograma de LC esférico MEM.

En la gráfica 7 se observa la concentración del valor MEM dentro de la media y moda de +1.00 D sin presentar demasiada variabilidad en los resultados, la tendencia se dirige a dioptrías con tendencia a negativo o cercano a +0.75 D.



Gráfica 8 Histograma de LC multicurvo MEM.

En la gráfica 8 se puede observar una mayor variabilidad en los resultados de MEM al compararse con el esférico y asférico, sin embargo, el valor de la media es de +1.00 D, cuyo valor no es significativo en relación con los otros diseños.

8.5 Análisis descriptivo de los tres diseños.

Tabla analizada	Data 1				
Resumen de ANOVA de medidas repetidas					
¿Asumir esfericidad?	No				
F	0.6743				
Valor de p	0.5128				
Resumen del valor p	ns				
Estadísticamente significativo (P < 0.05)?	No				
Épsilon de Geisser-Greenhouse	0.9933				
R-cuadrado	0.02437				
¿Fue efectivo el emparejamiento?					
F	32.95				
Valor de p	<0.0001				
Resumen del valor p	****				
¿Existe una coincidencia significativa (P < 0.05)?	Yes				
R-cuadrado	0.9414				
Tabla ANOVA	SS	DF	MS	F (DFn, DFd)	P value
Tratamiento (entre columnas)	0.1086	2	0.05432	F (1.987, 53.64) = 0.6743	P=0.5128
Individual (entre filas)	71.66	27	2.654	F (27, 54) = 32.95	P<0.0001
Residual (aleatorio)	4.350	54	0.08055		
Total	76.12	83			
Resumen de datos					
Número de tratamientos (columnas)	3				
Número de sujetos (filas)	28				
Número de valores perdidos	0				

Tabla 8 Análisis estadístico descriptivo

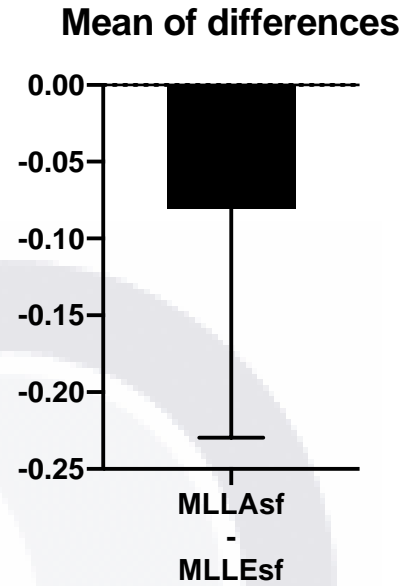
En la tabla 8 se realiza el análisis de inferencia estadístico en ANOVA de variancia para probar la igualdad de medias del esférico, esférico y multicurvo. MEM es una prueba objetiva para medir la acomodación. Los resultados obtenidos nos muestran mínimas diferencias entre los valores entre sí, el valor $p=0.001$ nos permite observar es estadísticamente significativo.

Al no manifestar diferencias en el valor de sobre refracción entre sus medias de los tres tipos de lentes rígidos ahora pretende se comparar en pares cada diseño para revelar alguna diferencia en el valor de la sobre refracción y establecer datos claros.

8.6 Comparación T de STUDENT por grupos pareados 95% IC del Menisco lagrimal

Tabla analizada	Data 1
Columna B	MLLAsf
vs.	vs.
Columna A	MLLEsf
Prueba t pareada	
Valor de p	0.2794
Resumen del valor p	ns
¿Significativamente diferente (P < 0.05)?	No
¿Valor P de una o dos colas?	Two-tailed
t, df	t=1.104, df=27
Numero de pares	28
¿Qué tan grande es la diferencia?	
Media de diferencias (B - A)	-0.08036
SD de diferencias	0.3852
SEM de diferencias	0.07280
Intervalo de confianza del 95%	-0.2297 to 0.06902
R al cuadrado (eta parcial al cuadrado)	0.04318
¿Qué tan efectivo fue el emparejamiento?	
Coeficiente de correlación (r)	0.9203
Valor de p (una cola)	<0.0001
Resumen del valor p	****
¿Fue el emparejamiento significativamente efectivo?	Yes

Tabla 9 Prueba T de Student Pareada Asférico vs Esférico

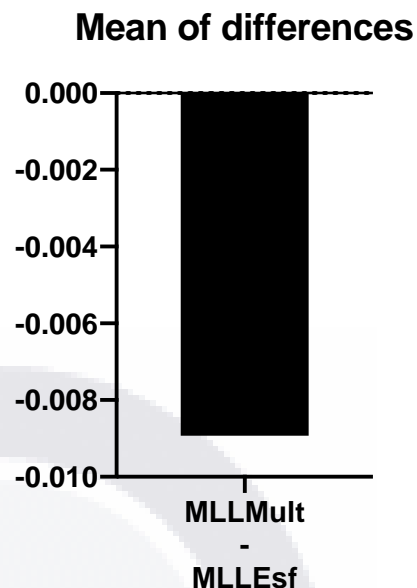


Grafica 9 De caja Asférico vs Esférico

En la tabla 9 se muestra el resultado estadístico del menisco lagrimal con t de student del diseño esférico versus esférico con valor p= 0.279. En la estimación de la diferencia pareada la media de ambos diseños es de -0.80 D con una desviación estándar de 0.38 D. Hay una posibilidad de ser diferente entre sí de forma estadística, pero clínicamente no tiene mayor diferencia.

Tabla analizada	Data 1
Columna C	MLLMult
vs.	vs.
Columna A	MLLEsf
Prueba t pareada	
Valor de p	0.9081
Resumen del valor p	ns
¿Significativamente diferente (P < 0.05)?	No
¿Valor P de una o dos colas?	Two-tailed
t, df	t=-0.1166, df=27
Numero de pares	28
¿Qué tan grande es la diferencia?	
Media de diferencias (C - A)	-0.008929
SD de diferencias	0.4053
SEM de diferencias	0.07659
Intervalo de confianza del 95%	-0.1661 to 0.1482
R al cuadrado (eta parcial al cuadrado)	0.0005030
¿Qué tan efectivo fue el emparejamiento?	
Coefficiente de correlación (r)	0.9140
Valor de p (una cola)	<0.0001
Resumen del valor p	****
¿Fue el emparejamiento significativamente efectivo?	Yes

Tabla 10 Prueba T de Student Pareada Multicurvo vs Esférico



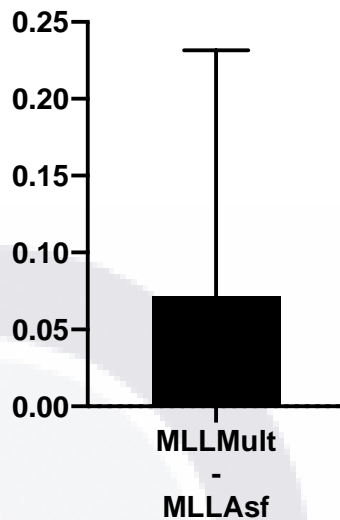
Grafica 10 Caja Multicurvo vs Esférico

En la tabla 10 se compara el valor refractivo del diseño multicurvo con el esférico donde se observa el valor $p=0.908$. En la estimación de la diferencia pareada la media de ambos diseños es de -0.89 D con una desviación estándar de 0.40 D. Al comparar el menisco lagrimal del diseño multicurvo con el esférico se encuentra una diferencia mas amplia. Hay una posibilidad estadística de ser diferente entre sí, pero clínicamente no tiene mayor diferencia.

Table Analyzed	Data 1
Columna C	MLLMult
vs.	vs.
Columna B	MLLAsf
Prueba t pareada	
Valor de p	0.3683
P value summary	ns
¿Significativamente diferente (P < 0.05)?	No
¿Valor P de una o dos colas?	Two-tailed
t, df	t=0.9150, df=27
Numero de pares	28
¿Qué tan grande es la diferencia?	
Media de diferencias (C - B)	0.07143
SD de diferencias	0.4131
SEM de diferencias	0.07806
Intervalo de confianza del 95%	-0.08875 to 0.2316
R al cuadrado (eta parcial al cuadrado)	0.03008
¿Qué tan efectivo fue el emparejamiento?	
Coefficiente de correlación (r)	0.9133
Valor de p (una cola)	<0.0001
Resumen del valor p	****
¿Fue el emparejamiento significativamente efectivo?	Yes

Tabla 11 Prueba T de Student Pareada Multicurvo vs Asférico.

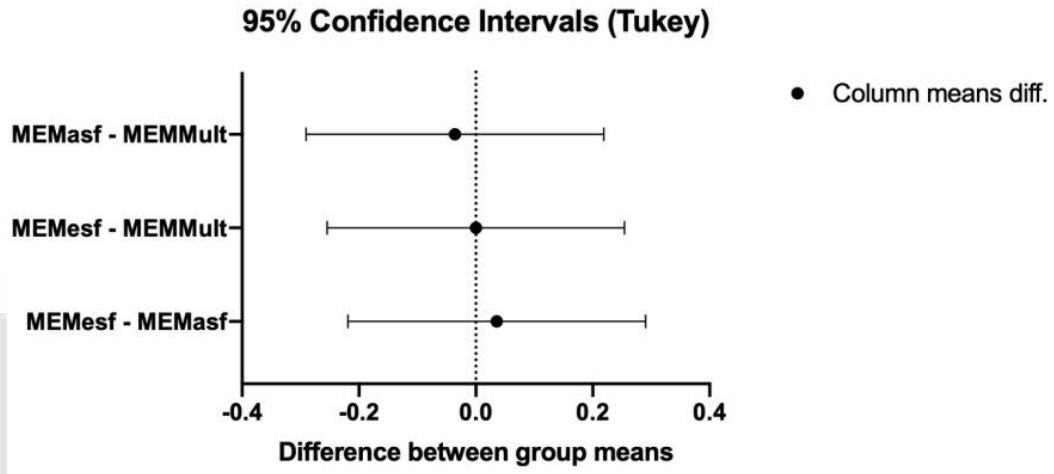
Mean of differences



Grafica 11 Barra de caja Multicurvo vs Asférico

En la tabla 11 se compara las medias del menisco lagrimal refractivo del diseño multicurvo con el esférico con t de student, se puede observar que el valor $p=0.368$. En la estimación de la diferencia pareada la media de ambos diseños es de 0.071 D con una desviación estándar de 0.41 D. La gráfica 11 muestra al multicurvo y esférico tienen una mayor desviación estándar en comparación con el esférico. No existe significativa diferencia en dioptrías que sea significativo para ambos diseños.

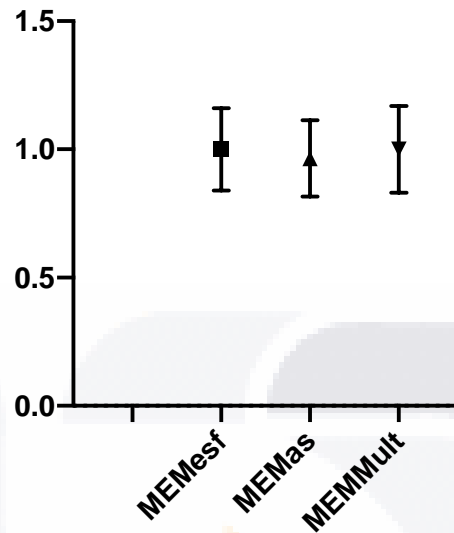
8.9 ANOVA de una vía entre los resultados de MEM



Grafica 12 Prueba de Tukey

Se realizó un análisis de los grupos de datos de MEM usando ANOVA entre el lente esférico, esférico y multicurvo, para agrupar la información se utilizó el método de Tukey. En la gráfica 12 las medias no comparten diferencias significativas, la diferencia que se encontró al comparar el esférico versus multicurvo es de -0.02, la diferencia entre el esférico y multicurvo es igual a cero, la diferencia entre el esférico y al esférico es igual a 0.02, se puede hacer la inferencia al comparar el primer grupo no tiene diferencia significativa solo numérico, la respuesta en el MEM es ligeramente negativo en el multicurvo, mientras que la respuesta de un esférico es ligeramente positivo. Los tres valores de cada diseño en la gráfica representan estar cerca del valor cero y representa mínimos diferentes entre sí.

Diferencia de medias (ANOVA)



Grafica 13 Diferencias de medias ANOVA

En la gráfica 13 se puede observar los intervalos agrupados de MEM. La relación de las medias de los tres diseños notándose valores muy similares en promedio a +1.00 D a excepción del esférico que es ligeramente menor, el multicurvo arroja un valor un poco más positivo al esférico. Mientras que el diseño esférico se encuentra a la mitad de los otros dos infiriendo que las medias de MEM son muy parecidas.

8.10 Comparativa entre ANOVA, Brown-Forsythe y Bartlett

Tabla analizada	Data 1				
Conjuntos de datos analizados	D-F				
Resumen de ANOVA					
F	0.07784				
Valor de p	0.9253				
Resumen del valor p	ns				
¿Diferencia significativa entre los medios (P < 0.05)?	No				
R-cuadrado	0.003976				
Prueba de Brown-Forsythe					
F (DFn, DFd)	0.1831 (2, 39)				
Valor de p	0.8334				
Resumen del valor p	ns				
¿Son los SD significativamente diferentes (P < 0.05)?	No				
Prueba de Bartlett					
Estadístico de Bartlett (corregido)	0.2320				
Valor de p	0.8905				
Resumen del valor p	ns				
¿Son las DE significativamente diferentes (P < 0.05)?	No				
Tabla ANOVA	SS	DF	MS	F (DFn, DFd)	P value
Tratamiento (entre columnas)	0.01190	2	0.005952	F (2, 39) = 0.07784	P=0.9253
Residual (dentro de las columnas)	2.982	39	0.07647		
Total	2.994	41			
Resumen de datos					
Número de tratamientos (columnas)	3				
Número de valores (total)	42				

Tabla 12 Comparativa entre ANOVA, Brown-Forsythe y Bartlett.

En la tabla 12 se utiliza el método estadístico Brown-Forsythe que analiza los mínimos cuadrados, evaluar las medias y la verosimilitud de varianza cuyo valor es $p = 0.83$. También se hace la prueba de Bartlett que mide los datos de normalidad de distribuciones normales que indica un valor $p = 0.89$. Mientras el valor ANOVA de una sola muestra indica a $p = 0.92$. Las tres pruebas estadísticas comparten valores p muy similares, el objetivo es encontrar posibles diferencias.

DISCUSIÓN

La adaptación de lentes de contacto requiere del conocimiento de la geometría central y periférica, los cambios del radio de curvatura y periférica tienen estrecha relación en los cambios del fluorograma, al mismo tiempo tendrá impacto en la estabilidad, tiempo de uso y comodidad en los pacientes. Cada diseño tiene una geometría preestablecida en el que se puede hacer cambios personalizados.

Se hizo un análisis de inferencias estadísticas con los datos de sobre refracción y MEM en los tres diseños rígidos. El rango de edad de los pacientes de este estudio es de 25 a 30 años siendo el género femenino mayor al 60%. En la tabla 6 se analiza la amplitud del valor de la sobre refracción del esférico con una varianza de 0.29 D con una desviación estándar de 0.54 D, el esférico una varianza de 0.28 D con una desviación estándar de 0.53 D y el multicurvo una varianza de 0.40 D con una desviación estándar de 0.63 D, esta amplia variación encontrado en la sobre refracción del multicurvo puede deberse a sus curvas más planas en la periferia. Se mencionó antes que la media del multicurvo en comparación a los otros diseños no es tan diferente, pero es posible esperar variación del menisco lagrimal al adaptar este tipo de lente, es decir es posible registrar ligeras variaciones en la sobre refracción al realizar pruebas con el multicurvo, mientras el esférico proyecta valores de menor variación en la sobre refracción versus esférico y multicurvo.

Se obtuvieron diferentes valores en el análisis estadístico de la sobre refracción notándose poca diferencia entre sí de los tres grupos. Se encontró una media de 0.26 D del esférico con una desviación estándar de 0.54 D, el esférico con 0.18 D con una desviación estándar 0.53 D y el multicurvo de 0.25 D con una desviación estándar 0.63 D. El análisis descriptivo de ANOVA de emparejamiento es un valor $p= 0.51$.

En MEM los valores obtenidos del lente esférico fueron de 1.00 D con una desviación estándar de 0.27 D, en el esférico de 0.96 D con una desviación estándar de 0.25 D y el multicurvo de 1.00 D con una desviación estándar 0.29 D. En un análisis de inferencia y diferencias para neutralizar los tres diseños en la prueba de MEM es de en promedio en +1.00 D.

En la tabla 8 se hace un análisis estadístico descriptivo de ANOVA que nos permite observar las medias y sus posibles diferencias de la prueba de MEM cuyo valor de emparejamiento $p= 0.001$ lo que indica que el valor es altamente significativo. Mientras que el valor de p del menisco lagrimal no es significativo contrastado con el valor de p de MEM. En base a estos datos se puede derivar que no hay relación del menisco lagrimal sobre los valores de MEM.

Por medio de t de student se comparó si hay una diferencia del menisco lagrimal en pares. La tabla 9 se muestra el grupo del esférico versus esférico con valor $p= 0.27$, la tabla 10 se compara el grupo del multicurvo versus esférico con valor $p= 0.90$ y en la tabla 11 el grupo del multicurvo versus esférico con valor $p= 0.36$. Se puede observar que los tres grupos están alejados del valor de significancia. El grupo de los diseños multicurvo versus esférico se comparó a ligeras diferencias del valor refractivo que no implican una relevancia importante cuantificable en dioptrías.

En la tabla 12 se muestran y se comparan entre las pruebas de Brown-Forsythe, Bartlett y ANOVA para estimar algún grado de diferencia y probar la igualdad de las medias del menisco lagrimal refractivo, aun así, los resultados del valor de p se muestran similares.

Meng C. Lin y cols (1999)²⁷ mostraron por medio de la paquimetría óptica de Haag-Streit con pequeños diodos emisores el poder medir el grosor de la lente lagrimal de una lente de contacto blanda iónica etafilcon-A (58% de agua), también examinó el grosor de la película lagrimal en lentes de contacto rígidas PMMA con diámetro de 11.5 mm como modelo de una cornea esquemática de curva base central es de 8.60 mm en el cual midió el grosor del menisco lagrimal obteniendo una media de 9 a 11 micras de espesor. En nuestro estudio no medimos de forma directa el menisco lagrimal, sin embargo, de acuerdo con la sobre la refracción identificamos el espesor del menisco por equivalencia.

Por cada 50 micras hay una equivalencia de 0.05 centésimas de milímetro con un poder de 0.25 D. Se realizó la conversión del resultado del lente PMMA para saber el valor refractivo en dioptrías en base a las 11 micras del estudio de Meng, la equivalencia es igual a 0.05 D. En nuestro estudio se realizó la conversión del menisco lagrimal tomando la media del diseño esférico de 0.26 D esto equivale a 52 micras con una desviación estándar de 0.54

TESIS TESIS TESIS TESIS TESIS

D (102 micras), la media del esférico es de 0.18 D lo equivale a 32 micras con una desviación estándar 0.53 D (105 micras) y la media del multicurvo es de 0.25 D lo que equivale a 50 micras con una desviación estándar 0.63 D (126 micras). Es notoria la diferencia en el valor refractivo de ambos estudios, Meng mide el efecto del diseño de un PMMA esférico usando un modelo estático con una metodología y modelo no dinámico que cuantifica en micras el espacio pequeño que hay en el lente PMMA consiguiendo un resultado de 0.05 dioptrías en base a las 11 micras, exponiendo que el valor es mínimo alcanzando al valor plano. Las diferencias en los resultados se pueden deber a que el modelo de estudio de Meng versus nuestro estudio tiene la característica de ser un modelo dinámico que toma en cuenta el parpadeo, el intercambio la lagrimal con el lente puesto. Comparando ambos estudios que analizan el efecto de los diseños de lentes de contacto resalta la idea implícita que no se genera cambios del lente lagrimal para causar cambios del valor refractivo.

Otros estudios que enfocaron su atención al valor de la acomodación, Jiménez y cols (2010)³⁰ comparan las demandas de acomodación en usuarios de lentes de contacto hidrofílico y armazón para determinar si existen diferencias importantes, todas sus pruebas lo midieron en dos ocasiones distintas a 30 pacientes de lentes de contacto y armazón con miopía no mayor a -0.50 D y cilindro -2.00 D con una edad media de 19 años cuyos resultados en su estudio exponen a los usuarios de lentes de contacto una tendencia a valores positivos en MEM en comparación con los usuarios de armazón, los valores de MEM en armazón fue $0.42 \text{ D} \pm 0.38 \text{ D}$ y el lente de contacto hidrofílico $0.96 \text{ D} \pm 0.63 \text{ D}$ en el cual se observa clara diferencia en contra del lente de contacto. En nuestro estudio en MEM los resultados de la media del lente esférico es de +1.00 D, en el esférico +0.96 D y el multicurvo con +1.00 D teniendo mucha similitud con la media del hidrofílico del estudio de Jiménez.

La acomodación tiene estrecha relación con la convergencia, para los usuarios de lentes de contacto se da un proceso temporal de insuficiencia de acomodación, por lo tanto, un retraso en la acomodación reduce la convergencia y la demanda acomodativa para el trabajo cercano, esto tiene sentido si comparamos la publicación de Jiménez con esta tesis cuyos valores de MEM son muy parecidos mostrando el valor promedio para neutralizar en +1.00 D a pesar de ser dos diseños diferentes. La similitud de los pacientes con errores

refractivos bajos usuarios de lentes de contacto rígido e hidrofílicos alcanzaran resultados similares en MEM. La acomodación reducida también se puede asociar con frecuencia a exoforia en visión cercana, entre otros factores binoculares. En nuestro estudio no se tiene previa medición del estado acomodativo ni binocular de los pacientes ya que está enfocado en asociar el efecto del diseño rígido corneal en el lente lagrimal.

Bakaraju et al (2008)³² realizaron mediciones del retardo acomodativo con MEM a pacientes emétopes con diferentes estímulos como son distintos tamaños del texto, el color de fondo de la cartilla, el contraste del texto e iluminación ambiental. Su estudio revela que al usar una fuente más grande, una letra negra sobre un fondo verde o estímulos alrededor dentro del gabinete con baja iluminación la media del valor acomodativo es de +0.68 D con rango de +0.12 D a +1.00 D. En nuestro estudio los resultados de la media de MEM en el lente esférico es de +1.00 D, en esférico de +0.96 D y multicurvo de +1.00 D no difiere significativamente de los resultados de Bakaraju estableciendo una similitud en los resultados de ambos estudios, también hay que señalar que en su estudio sus pacientes son emétopes y no usaban ninguna corrección óptica durante las pruebas de su estudio en contraste con nuestra tesis al adaptar diferentes diseños corneales se busca saber si se revelan cambios en el lente lagrimal que pueda causar posibles cambios del valor acomodativo.

Nuestro estudio del efecto del diseño corneal, el estudio del diseño hidrofílico versus armazón de Jiménez y el estudio de MEM en pacientes emétopes usando diferentes estímulos por Bakaraju comparten resultados muy parecidos de MEM pero no comparten el mismo origen.

Desde otra perspectiva esto nos puede hacer pensar que en la práctica clínica diaria se puede ver afectado los resultados de MEM si la iluminación ambiental es baja, hay diferentes estímulos alrededor y/o los pacientes son usuarios lentes de contacto. Aunque MEM no es una prueba definitiva para hacer diagnóstico final del estado acomodativo. Es una prueba objetiva que se complementa con otras para hacer un diagnóstico efectivo de la visión binocular. En asociación con los resultados de los otros autores y los resultados analizados de nuestra tesis habría que considerar cuando se atiende a pacientes usuarios de lentes de contacto rígidos se esperará hallar valores de MEM diferentes al esperado.

Si no se tiene en cuenta que hay un cambio del valor acomodativo originado por el uso lentes de contacto durante el análisis de los datos clínicos binoculares se pudiera generar cierta incertidumbre o confusión inicial para desarrollar en orden un plan de tratamiento de terapia visual para el paciente.



CONCLUSIÓN

Los resultados finales de este estudio muestran que la adaptación de diferentes diseños rígidos corneales no modifica los valores refractivos del menisco lagrimal y en base a los resultados no se manifiesta estadísticamente diferencias en el valor dióptrico entre los tres diseños, tampoco valor un lente positivo alto que pueda alterar el valor acomodativo de MEM.

Los resultados encontrados en este estudio y en relación con lo documentado con anterioridad de los valores obtenidos de MEM el usar lentes de contacto puede ocasionar un proceso temporal de insuficiencia de acomodación, también a causa de otros estímulos externos como es el cambio del tamaño de las letras de la cartilla de MEM, contraste e iluminación del gabinete pueda alterar la medición el estado acomodativo de MEM.

Se comenta de forma adicional sin poder comprobar de forma estadística que durante las pruebas de los lentes rígidos algunos pacientes refirieron al diseño esférico ser más cómodo en comparación a los otros, esto puede ser un área de oportunidad para realizar un estudio profundo de los diferentes diseños rígidos sustentado con pruebas de análisis más completos.

BIBLIOGRAFÍA

1. Garcia-Resuac C, Lira M, Giraldez MJ, González-Perez J, Yebra-Pimentel E, Estudio del tiempo de la ruptura lagrimal en una población joven, REV. ESP. Contact. 2005; 12: 17-26
2. Los autores, Conocimiento de los aparatos optométricos, Edicions UPC, 1998.
3. Bennett, E., GP Annual Report 2014, Contact Lens Spectrum, Issue October 2014
4. Bennett, E., Clinical Manual Contact Lenses, Lippincott Williams Wilkins, 2009, Tercera Edición, Pag. 99
5. Griffiths M, Zahner K, Collins M, et al. Masking of irregular corneal topography with contact lenses. CLAO J 1998; 24:76–81.
6. Rosenfield, M. (2011). Computer vision syndrome: A review of ocular causes and potential treatments. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 31(5), 502–515. <https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.2011.00834.x>
7. Benjamin, W. J. (2006). *Borish's Clinical Refraction*. Elsevier's Health Sciences Rights Department in Philadelphia (segunda edición). St. Louis, Missouri: Butterworth-Heinemann, an imprint of Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/B978-0-7506-7524-6.X5001-7>
8. Lorenzo, V. de M. (2011). Estudio sobre adaptación de lentes de contacto rpg de gran diámetro. Universidad Politecnica De Catalunya, 70. Retrieved from <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2099.1/13830/TFM.pdf?sequence=1&isAllowed=>
9. Hernández, S. H. (n.d.). Readaptación de lentes de contacto permeables en queratocono con erosiones corneales asintomáticas. Adaptación basada en topografía corneal. A propósito de un caso. Artículo Científico, *Gaceta Óptica*, 16–22.
10. Goleman, Daniel; boyatzis, Richard; Mckee, A. (2019). Manual clínico de patología ocular, abordaje desde la perspectiva del optómetra. *Journal of Chemical Information and Modeling*, 53(9), 1689–1699. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
11. Lattapiat, S. T., & Bocic, T. (2013). queratocono: Nuevas Opciones de Tratamiento. LVII Curso de Formación y Perfeccionamiento de Oftalmólogos, (mayo 2013), 1–11.

12. Rubén Velázquez Guerrero, F. (2009). Adaptación de Lentes de Contacto Rígidos Esféricos permeables a los gases. (II). Columna internacional IACLE, 11, 90–100.
13. Rubén Velázquez Guerrero, F. (2007). Adaptación de lentes de contacto. Columna internacional IACLE, 9, 70–76.
14. Rubén Velázquez Guerrero, F. (2009). Diseño de lentes de contacto rígidos permeables a los gases. Columna internacional IACLE, 11, 70–82.
15. Rubén Velázquez Guerrero, F. (2010). Cambios en los parámetros de los lentes rgp en la adaptación y sus efectos. Columna internacional IACLE, 12, 76–82.
16. Angela María Puentes Grant, Optom, Guillermo Carrillo, Optom y Percy Lazon, O. (2000). IACLE Curso de Lentes de Contacto. Asociación Internacional de Educadores En Lentes de Contacto. Modulo 1, Primera Ed(Sydney nsw 2031), 1–272.
17. Bravo, D. C. G. A. M. M. M. del P. N., & Khatnani, M. P. K. (n.d.). Estudio clini de ortoqueratología con lentes de contacto or5 oxicon 150 plus. Master en optometría y entrenamiento visual, 166. [https://doi.org/10.1016/s0002-9394\(14\)75162-1](https://doi.org/10.1016/s0002-9394(14)75162-1)
18. Ochoa, Karina, (2004). Estudio y adaptación de lentes de contacto asferico y Bi asferico en queratocono. Pontificia Universidad Católica del Ecuador. Ambato, Ecuador.
19. Masmali, A. M., Alanazi, S. A., Almagren, B., & El-Hiti, G. A. (2019). Assessment of the tear film in normal eye subjects after consumption of a single dose of hot peppermint drink. Clinical Optometry, 11, 39–45. <https://doi.org/10.2147/OPTO.S206904>
20. Yukiko Sonomura, Norihiko Yokoi, Rieko Sakai, Hiroaki Kato, Aoi Komuro, Chie Sotozono; Relationship between the meniscus parameters evaluated by different methods. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 2019;60(9):6772.
21. Izabela Garaszczuk, Maryam Mousavi, Alejandro Cerviño, D. Robert Iskander; Changes in the lower tear meniscus morphology during contact lens wear. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 2018;59(9):1746
22. Celis Nohora, et al. (2018) Seguimiento de cambios corneales inducidos por el uso de lentes de contacto rígido permeables esféricos, Universidad Santo Tomas Bucaramanga.

23. De La Jara, P. L., Sankaridurg, P., Ehrmann, K., & Holden, B. A. (2014). Influence of contact lens power profile on peripheral refractive error. *Optometry and Vision Science*, 91(6), 642–649. <https://doi.org/10.1097/OPX.0000000000000273>
24. Parra, F., & Coronel, S. E. S. (n.d.). Fluorograma para llegar al lente de contacto ideal. *Gaceta Optometria Instituto Politécnico Nacional Cics Santo Tomas*.
25. Bhagya, Ram Lyer (2013) Modelo de lente de contacto y capa lagrimal en equilibrio estátic. Universidad Tecnológica de Texas. Conferencia de Control Estadounidense de 2013 (ACC). Washington, DC, EE. UU.17-19 de junio de 2013 DOI: 10.1109/ACC.2013.6580389.
26. Gasson, A., & Morris, J. (2010). *The Contact Lens Manual, a practical guide to fitting* (Fourth A. Gasson & J. Morris, eds.). City University, London, UK Institute of Optometry, London, UK: Elsevier Ltd.
27. Meng C. Lin, cols (1999). La medición del post-espesor de la lente lagrimal. *Oftalmología de investigación y ciencia visual*, noviembre de 1999, vol. 40, No. 12
28. Melissa J. Glasson (2003). Diferencias en los parámetros clínicos y la película lagrimal de los usuarios de lentes de contacto tolerantes e intolerantes. *IOVS*, December, Vol. 44, No. 12
29. Mark J. Mannis, MD. Karla Zadnik, OD, P. (2004). *Contact Lenses in Ophthalmic Practice* (Second edi; P. Mark Mannis, MD. Karla Zadnik, OD, ed.). Retrieved from www.springer-ny.com
30. Jiménez R. cols (2010). Lentes de contacto frente a anteojos en miopes: ¿hay alguna diferencia en la función acomodativa y binocular? Universidad de Granada, Archivo de Graefe para Oftalmología Clínica y Experimental. Noviembre, DOI: 10.1007 / s00417-010-1570-z · Fuente: PubMed
31. Ravi Chandra Bakaraju, Nisha S. Yeotikar y Vallam Srinivas Rao (2007) Retraso acomodativo frente a diferentes estímulos, *Journal of Modern Optics*, 54: 9, 1299-1305, DOI: 10.1080 / 09500340600855296
32. Ravi C. Bakaraju, cols (2008). Finite schematic eye models and their accuracy to in-vivo data, *Vision Research*, Volume 48, Issue 16, Pages 1681-1694, ISSN 0042-6989.

ANEXOS

Anexo A Historia Clínica

HISTORIA CLINICA PROTOCOLO

Nombre: _____ Fecha: _____
 Edad: _____ Sexo: _____ Estado Civil: _____ Ocupación Actual: _____
 Teléfono: _____ Correo Electronico: _____

Agudeza Visual

Sin Corrección	Lejos	P.H.	Ambos Ojos	Cerca	Ambos Ojos	Con Corrección	Lejos	Ambos Ojos	Cerca	Ambos Ojos
OD						OD				
OI						OI				

Tipo de Cartilla cercana	
Distancia de Trabajo	

REFRACCIÓN

Queratometría	Diferencia K	Astigmatismo Javal
OD _____		
OI _____		

Características de las miras _____

Retinoscopia	AV
OD	
OI	

Biomicroscopia

OD		OI
	Anexos	
	Conjuntiva	
	Esclera	
	Córnea	
	BUT	
	Cámara Anterior	
	Iris	
	Cristalino	

Queratometría Periférica	OD _____	_____
	OI _____	_____

Calculo de LCR de prueba inicial: _____
 Aplica el mismo valor para los diseños Esferico, Asferico y Multicurvo

Pruebas

Diseño	SRX OD	SRX OI	Observaciones	MEM
LCR Esférico				
LCR Asferico				
LCR Multicurvo				

Firma del examinador: _____



Anexo B
Consentimiento informado

**Consentimiento Informado para protocolo de investigación
Adaptación de lentes de contacto corneal esférico, asférico y
multicurvo**

Investigador: Jose Luis Rubio Bautista
Sede: Clínica Óptica Berlín

Nombre del participante: _____

El propósito de esta ficha de consentimiento es proveer al participante una explicación de la naturaleza de la investigación y su rol como participante. El paciente esta en la completa libertad de expresar sus dudas acerca de los procedimientos en que se incluirá y se dilucidaran de forma explícita. Si al final de la lectura de este documento autorizando se le realicen las pruebas pertinentes.

De carácter voluntario es la participación del paciente. Toda la información recabada será confidencial y no se usará para ningún otro propósito fuera de esta investigación.

- 1.- Cuento con la información suficiente sobre riesgos y beneficios del uso de los LC, dentro del consultorio de Óptica Berlín donde se me realizaran las mediciones y pruebas, en base que es para la tesis para la Maestría en Rehabilitación Visual de la Universidad Autónoma de Aguascalientes.
- 2.- He sido informado sobre la condición de mis córneas y estado refractivo para ser candidato para el protocolo de investigación, se me hizo la indicación sobre las sesiones que se llevaran a cabo para realizar las mediciones necesarias.
- 3.- Se me ha explicado que me harán pruebas con tres diseños de lentes de contacto rígido de apoyo corneal (esférico, asférico y multicurvo) para que el especialista en contactología realice las pruebas necesarias para encontrar resultados en relación del lente y mi cornea.
- 4.- Estoy por enterado a asistir a las sesiones de prueba y medición de los diseños de lentes de contacto rígidos, el/la especialista en contactología me indico que de no asistir podre ser excluido del grupo de muestra y mis datos serán borrados.
- 5.- Estoy enterado de que la información que aporte en el interrogatorio del expediente clínico es completa y veraz, cualquier dato no aportado podría provocar que los resultados dentro del proyecto se puedan ver alterados, el/la especialista en contactología tiene la facultad de seguir tomando en cuenta mi participación dentro del marco de sus variables.



6.- Se me hizo el consentimiento de que se administre anestesia tópica para la prueba de los lentes rígidos y la aplicación de fluoresceína que se necesita para la evaluación.

7. El especialista quien me atiende de nombre _____ tiene la facultad profesional de designar cualquier otro diseño de lente de contacto en caso de no ser candidato del proyecto de investigación, con el objeto de mejorar y proporcionarme el mejor diseño valorando mi caso, que puede ser lentes rígidos corneales, híbridos o piggy back o escleral.

8.- Permito la toma de fotografías exclusivamente de segmento anterior (parpados, pestañas, cornea, cámara anterior) los cuales se les podrá dar uso para el análisis del estudio, el especialista responderá mis dudas respecto al proceso de las pruebas sin objeción ni omisión de información.

9.- Acepto participar en el proyecto de investigación, reconozco leer todos los puntos anteriores mencionados.

Nombre y firma del paciente Fecha: / /

Nombre y firma del especialista

Anexo C
Base de Datos

This screenshot shows the Microsoft Excel interface with the 'Inicio' (Home) tab selected. The spreadsheet has a header row in row 3 with the following columns: 'Núm.', 'Registro del paciente', 'Edad', 'Género', 'AVLSC Od', 'AVLSC Oi', 'AVCSC Od', 'AVCSC Oi', and 'CV'. The active cell is A6.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P
1																
2																
3		Núm.	Registro del paciente	Edad	Género	AVLSC Od	AVLSC Oi	AVCSC Od	AVCSC Oi	CV						
4																
5																
6																
7																
8																
9																
10																
11																
12																
13																
14																
15																
16																
17																
18																
19																
20																
21																
22																

This screenshot shows the Microsoft Excel interface with the 'Inicio' (Home) tab selected. The spreadsheet has a header row in row 3 with the following columns: 'Esfera', 'Signo', 'Pwr Cilindro', 'Eje', 'Esfera', 'Signo', 'Pwr Cilindro', 'Eje', 'AVLCC', and 'AVCCC'. The active cell is B4.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P
1																
2																
3		Esfera	Signo	Pwr Cilindro	Eje	Esfera	Signo	Pwr Cilindro	Eje	AVLCC	AVCCC					
4																
5																
6																
7																
8																
9																
10																
11																
12																
13																
14																
15																
16																
17																
18																
19																
20																
21																
22																

The screenshot shows the Microsoft Excel interface with the following data in the spreadsheet:

	RC en K Periferico OD									Esfera			Asferico	Multicurvo
	CurvEs Od	PwrLLEs	SrLLEs	CurvAs	PwrLLAs	SrLACIL	CurvM	PwrLLM	SrLLMCIL	DiagEsferico	DiagAsferico	DiagMulticurvo		
1														
2														
3														
4														
5														
6														
7														
8														
9														
10														
11														
12														
13														
14														
15														
16														
17														
18														
19														
20														
21														
22														

