ACRYSOF ReSTOR ESFÉRICO vs ACRYSOF ReSTOR ASFÉRICO: CENTRAMIENTO Y EFECTO SOBRE LA CALIDAD VISUAL OBJETIVA Y SUBJETIVA DEL PACIENTE

VANESSA CAROLINA FUENTES MENDOZA

BUCARAMANGA
UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE SALUD
POST-GRADO DE OFTALMOLOGÍA
2008

ACRYSOF ReSTOR ESFÉRICO vs ACRYSOF ReSTOR ASFÉRICO: CENTRAMIENTO Y EFECTO SOBRE LA CALIDAD VISUAL OBJETIVA Y SUBJETIVA DEL PACIENTE

Trabajo de investigación presentado para optar al título de:
OFTALMÓLOGO

VANESSA CAROLINA FUENTES MENDOZA
MD Residente de Oftalmología
FOSCAL – UIS

Director de tesis
ALEJANDRO TELLO
MD Oftalmólogo FOSCAL
JUAN PABLO APARICIO
MD Oftalmólogo FOSCAL

BUCARAMANGA
UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE SALUD
POST-GRADO DE OFTALMOLOGÍA
2008

AGRADECIMIENTOS

1. A mi mamá y a mi hermana por su apoyo incondicional desde Caracas, Venezuela.

2. A todos los DOCENTES DE LA FUNDACIÓN OFTALMOLÓGICA DE SANTANDER por sus enseñanzas y estímulo para mi formación profesional como oftalmóloga.

3. A TODOS, quienes de muchas formas contribuyeron en mi formación, como amigos, familiares y pacientes.

.

CONTENIDO Pág.

1. **Introducción**……13
2. **Justificación**……15
3. **Objetivos**……16

Objetivos Generales……16

Objetivos Específicos……16

4. **Marco Teórico**……18

Asfericidad……18

Asfericidad de los Lentes Intraoculares……18

Escogiendo el LIO esférico adecuado……26

LIOs Asféricos: no para todos los pacientes……27

Descentramientos……28

Refracción y Difracción……29

LIO Monofocal Difractivo vs lentes de Fresnel……31

LIO Multifocal Difractivo Full- Optico……31

LIO Multifocales……32

AcrySof ReSTOR……34

LIO AcrySof ReSTOR esférico vs AcrySof ReSTOR asférico……37

Medidas de cuantificación, cantidad y calidad visual……39

Medición Visual Subjetiva ……39

Medición Visual Objetiva……50

5. **Diseño Metodológico**……60

Análisis Estadístico……60

Tipo de Estudio……60

Universo y Muestra……61

Descripción del Proceso……61

6. **Resultados**……66
7. **Análisis y Discusión**……81
8. **Conclusiones**……87

9. **Recomendaciones**……..89
10 . **Bibliografía**……..91

LISTA DE IMÁGENES

Pág.

- **Imágen 1**. Tecnis Z9000……20
- **Imágen 2**. Tecnis Z9000……20
- **Imágen 3**. SofPort……..20
- **Imágen 4**. AcrySof IQ……21
- **Imágen 5**. AcrySof IQ……21
- **Imágen 6**. C-Flex……22
- **Imágen 7**. Tecnis ZM900……23
- **Imágen 8**. M-Flex Multifocal……..23
- **Imágen 9**. Acri.LISA 366D……24
- **Imágen 10**. ReZoom Multifocal……..25
- **Imágen 11**. Lente Fresnel (escalones igual altura)……30
- **Imágen 12**. Lente Fresnel (escalones igual separación)……..30
- **Imágen 13**. LIO Multifocal Difractivo Full Optico……32
- **Imágen 14**. AcrySof ReSTOR……..…34
- **Imágen 15**. Características de la onda armónica……42
- **Imágen 16**. Rejilla Sinusoidal……44
- **Imágen 17**. Frecuencia Espacial baja, media y alta……45
- **Imágen 18**. Alto y bajo contraste……45
- **Imágen 19**. Curva de sensibilidad de contraste……...49
- **Imágen 20**. Pirámide de Thibos……...55
- **Imágen 21**. Curva MTF……57
- **Imágen 22**. Foto del segmento anterior obtenida con el Galilei……...65

LISTA DE TABLAS

Pág.

- **Tabla 1**. Puntaje de Sensibilidad de Contraste de acuerdo a la Frecuencia Espacial (A-E) y Contraste (1-9)……..47
- **Tabla 2**. Unidad logarítmica para cada puntaje de sensibilidad de contraste (Log SC)……48
- **Tabla 3**. Características de los pacientes estudiados……66
- **Tabla 4**. Parámetros aberrométricos de LIO multifocal ReSTOR esférico vs ReSTOR asférico……..67
- **Tabla 5**. Tabla comparativa de gráficas MTF entre pacientes usuarios de LIO AcrySof ReSTOR esférico vs AcrySof ReSTOR asférico……..69
- **Tabla 6**. Valores promedio de sensibilidad de contraste para cada frecuencia espacial en pacientes con ReSTOR esférico vs ReSTOR asférico……..…71
- **Tabla 7**. Síntomas subjetivos y dependencia a gafas con uso bilateral de ReSTOR esférico vs ReSTOR asférico……74
- **Tabla 8**. Valores promedio y desviación estandar de descentramiento de los LIO AcrySof ReSTOR con respecto al centro pupilar……..75
- **Tabla 9**. Promedio de parámetros aberrométricos en relación al descentramiento del LIO AcrySof ReSTOR……..76
- **Tabla 10**. Valores promedio de Sensibilidad de Contraste para cada frecuencia espacial en relación al descentramiento del LIO ReSTOR……78

LISTA DE GRÁFICOS

Pág.

- **Gráfico 1**. Parámetros aberrométricos de LIO multifocal ReSTOR esférico vs ReSTOR asférico……..68
- **Gráfico 2, 3, 4, 5**. Valores promedio de Sensibilidad de Contraste para cada frecuencia espacial en pacientes con ReSTOR esférico vs ReSTOR asférico bajo condiciones mesópicas sin deslumbramiento, mesópico con deslumbramiento, fotópico sin deslumbramiento y fotópico con deslumbramiento……72
- **Gráfico 6**. Parámetros aberrométricos en relación al descentramiento del LIO AcrySof ReSTOR……..77
- **Gráfico 7, 8, 9, 10**. Valores promedio de Sensibilidad de Contraste para cada frecuencia espacial en relación al descentramiento del LIO ReSTOR en condiciones mesópicas sin deslumbramiento, mesópico con deslumbramiento, fotópico sin deslumbramiento y fotópico con deslumbramiento……79

LISTA DE ANEXOS

Pág.

- **ANEXO 1**. Cuestionario de Satisfacción Visual después del implante Bilateral de AcrySof ReSTOR 97

RESUMEN

TITULO
ACRYSOF ReSTOR ESFÉRICO vs ACRYSOF ReSTOR ASFÉRICO: CENTRAMIENTO Y EFECTO SOBRE LA CALIDAD VISUAL OBJETIVA Y SUBJETIVA DEL PACIENTE*

AUTOR
Fuentes Mendoza, Vanessa Carolina **

PALABRAS CLAVES
ReSTOR asférico, centramiento, sensibilidad de contraste, aberraciones ópticas, calidad visual

CONTENIDO
Objetivos: 1)Comparar la calidad visual objetiva y subjetiva de los pacientes después del implante bilateral de AcrySof ReSTOR esférico vs AcrySof ReSTOR asférico. 2) Medir la calidad visual objetiva y subjetiva de los lentes AcrySof ReSTOR de acuerdo al centramiento en el área pupilar.

Diseño: Estudio prospectivo, descriptivo

Participantes: 35 pacientes con implante bilateral de ReSTOR esférico y 15 con ReSTOR asférico, evaluados entre enero 2007 y marzo 2008.

Metodología: cada paciente recibió una evaluación detallada oftalmológica, descartando patologías oculares diferentes a cataratas. Los pacientes con implante bilateral de AcrySof ReSTOR esférico y asférico tenían agudeza visual para lejos y cerca igual o mejor a 20/30. A todos se les realizó sensibilidad de contraste, análisis de frente de onda, fotografía del área pupilar y encuesta subjetiva de satisfacción visual.

Resultados: se evaluaron 100 ojos de 50 pacientes. Se obtuvo diferencia significativa al comparar el Root Mean Square (RMS) de alto orden entre ReSTOR esférico y ReSTOR asférico con valores de 0.25 ± 0.11µm y 0.11 ± 0.09µm respectivamente; y en aberración esférica Z_4^0 con valores de 0.14 ± 0.07µm y 0.03 ± 0.04µm ($p<0.05$) respectivamente. La aberración de tercer orden tipo coma Z_3^{-1} presento diferencia significativa al comparar los descentramientos del lente ReSTOR con valores de 0.13 ±0.12µm en el cuadrante superonasal, 0.15± 0.04 en el cuadrante inferonasal, 0.36±0.14 en el cuadrante superotemporal y 0.28±0.16 en el cuadrante inferotemporal ($p<0.05$).

Conclusión: El lente AcrySof ReSTOR asférico induce menos aberración esférica y mejor sensibilidad de contraste que el AcrySof ReSTOR esférico. Los descentramientos temporales generan más aberraciones de tercer orden y deterioro de la sensibilidad de contraste, en comparación con los descentramientos nasales.

_____

*Tesis de Grado
**Facultad de Salud; Especialización en Oftalmología; Director: Tello, Alejandro MD y Aparicio, Juan Pablo MD

SUMMARY

TITILE
SPHERIC ACRYSOF ReSTOR vs ASPHERIC ACRYSOF ReSTOR: CENTRATION AND OBJECTIVE – SUBJECTIVE VISUAL QUALITY EFECT IN THE PATIENT

AUTHOR
Fuentes Mendoza, Vanessa Carolina**

KEY WORDS
Aspheric ReSTOR, centration, contrast sensivity, optic aberrations, visual quality

CONTENT
Objective: 1) compare the objective and subjective visual quality of the patients after bilateral implantation of spheric AcrySof ReSTOR vs aspheric AcrySof ReSTOR. 2) Measure the objective and subjective visual quality of the AcrySof ReSTOR according to the pupilar centration.

Design: Prospective and descriptive study

Participants: 35 patients with bilateral implantation of spheric ReSTOR and 15 patients with aspheric ReSTOR, evaluated between January 2007 and March 2008.

Methodology: each patient received a detailed ophthalmological evaluation, sticking ocular pathologies different than cataract. Patients with bilateral implantation of spheric and aspheric AcrySof ReSTOR had visual acuity equal or better than 20/30 for distance and near vision. All patients were performed contrast sensivity, analysis of wavefront, pupilar area photography and subjective visual satisfaction survey.

Results: 100 eyes from 50 patients were evaluated. Differences were statistic significant when compare high order root mean square (RMS) between spheric and aspheric ReSTOR with 0.25 ± 0.11µm and 0.11 ± 0.09µm ($p<0.05$) respectively; and spheric aberrations Z_4^0 with 0.14 ± 0.07µm and 0.03 ± 0.04µm ($p<0.05$) respectively. The third order aberration coma Z_3^{-1} presented significant difference when comparing ReSTOR decentrations with 0.13 ±0.12µm in superior nasal quadrant, 0.15± 0.04 in inferior nasal quadrant, 0.36±0.14 in superior temporary quadrant and 0.28±0.16 in inferior temporary quadrant ($p<0.05$).

CONCLUSION: The aspheric AcrySof ReSTOR lens induce less spheric aberration and better contrast sensivity than spheric AcrySof ReSTOR. Temporary decentrations generate more third order aberrations and worse contrast sensivity compared with the nasal descentrations.

_____
* Thesis of Grade
**Faculty of Health; Specialization in Ophthalmology; Dir. Tello, Alejandro MD, Aparicio, Juan Pablo MD

1. INTRODUCCION

Los esfuerzos por alcanzar una adecuada rehabilitación óptica en los pacientes operados de catarata han transitados por diferentes métodos, caracterizándoles la búsqueda de una imagen retiniana compatible con la visión binocular. Desde sus inicios, se ha contado con el auxilio de diferentes medios ópticos con el fin de corregir el defecto refractivo resultante después de la cirugía de la catarata. Esta bien documentado que la primera operación extracapsular de la catarata fue realizada por Daviel en el siglo XVIII (1745) utilizando procedimientos científicos; sin embargo no sucede igual con los orígenes e inventor de los espejuelos. Según Fred Theodore la afaquia fué la primera complicación en la cirugía de la catarata, ya que con la extracción del cristalino se resuelve la mitad del problema, quedando posteriormente la rehabilitación visual para bienestar y satisfacción del paciente[1]. Algunos señalan que el inventor del espejuelo fue Robert Bain en 1256; otros se lo adjudican al italiano Salvino D Armati quién murió en 1317 y tiene escrito el epitafio en su tumba que dice: Aquí yace el inventor del espejuelo. Hay quienes documentándose en el texto publicado en 1623 sobre uso de los anteojos para todo tipo de vista, afirman que fue el notario español Benito Daza Valdés el inventor de los espejuelos. Hay documentos que señalan que los chinos por el siglo X usaban lentes para corregir problemas de la vista, aunque lo cierto es que no está reconocido quién fue el inventor ni tampoco cuándo fue la primera aparición de tan valiosa prenda, el uso de espejuelos para tratar los errores de refracción es muy anterior al desarrollo de la cirugía de catarata por lo que constituyó el primer procedimiento para la rehabilitación visual del afaco[2].

Posteriormente, la evolución histórica de la implantación de lentes intraoculares desde ocurrida la primera de ellas por Nicholas Harold Lloyd Ridley en 1949 hasta nuestros días ha sido muy interesante, de progresiva innovación y caracterizada además por la modernización de la cirugía extracapsular de la catarata. Fue la utilización primero de la microscopia especular y después el de la viscocirugía con lo que se minimizó el riesgo del daño endotelial, facilitándose incluso con esta

última la implantación de la lente en el saco capsular. Los nuevos diseños y materiales de lentes intraoculares, junto a los avances de la cirugía por facoemulsificación, incisiones de mínimo accesos, capsulorrexis, manejo de la pupila, hidrodisección e hidrodelineación, destacan a la cirugía contemporánea de la catarata.

2. JUSTIFICACION

Durante las últimas décadas, los lentes intraoculares (LIOs) multifocales han aumentado su popularidad. Pacientes présbitas con emetropia, miopía o hipermetropía, quienes hacen un cambio refractivo de su cristalino, o aquellos que tienen extracción de catarata y eligen un lente intraocular (LIO) multifocal, esperan tener una visión perfecta en todos los rangos. Para satisfacer los requerimientos visuales de un paciente y brindar la mejor calidad visual posible, de acuerdo a sus actividades cotidianas, es importante conocer cómo un ojo pseudofáquico con un lente intraocular multifocal trabaja a diferentes distancias focales. Sin embargo, algunos cirujanos siguen midiendo la calidad visual de sus pacientes con el mismo patrón de agudeza visual 20/20 en la cartilla de Snellen, sin tomar en cuenta algunas situaciones específicas a las que se ven sometidos sus pacientes en la vida diaria después del implante de un lente intraocular.

La sensibilidad de contraste y el análisis de frente de onda representan efectivamente la calidad óptica de la visión. Con la tecnología de frente de onda, las aberraciones (de bajo y alto orden) presentes en el sistema óptico pueden ser medidas, siendo las aberraciones de alto orden como la aberración esférica y el coma, los que mayor impacto tienen sobre la sensibilidad de contraste y función visual.

Actualmente contamos en el mercado con el lente intraocular AcrySof ReSTOR asférico modelo 6N6AD3 difractivo- refractivo, capaz de proporcionar visión cercana, intermedia y lejana con mayor profundidad de foco; para lo cual todo oftalmólogo debe conocer en detalle sus ventajas y desventajas en función de la calidad visual del paciente y buen posicionamiento dentro del ojo.

3. OBJETIVOS

3.1. OBJETIVOS GENERALES:

- Evaluar la calidad visual objetiva y subjetiva de los pacientes después del implante bilateral de lentes intraoculares AcrySof ReSTOR esférico (SN60D3), y compararlos con aquellos que tengan implante bilateral de AcrySof ReSTOR asférico (SN6AD3).
- Medir la calidad visual objetiva y subjetiva de los lentes AcrySof ReSTOR de acuerdo al centramiento superonasal, superotemporal, inferonasal e inferotemporal en el área pupilar.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diferenciar los tipos de aberraciones de frente de onda total, de alto orden y específicas (p.e. coma, trifoil, aberraciones esféricas), más frecuentemente encontradas con el uso bilateral del lente intraocular AcrySof ReSTOR esférico y compararlo con aquellas encontradas con el uso bilateral de AcrySof ReSTOR aférico.
- Valorar la sensibilidad de contraste en condiciones mesópicas, fotópicas, con y sin deslumbramiento, en pacientes con implante bilateral del lente intraocular AcrySof ReSTOR esférico, y compararlos con aquellos que tienen implante bilateral de AcrySof ReSTOR asférico.
- Conocer la satisfacción visual de cada paciente durante la realización de diferentes actividades cotidianas, después del implante bilateral del lente intraocular AcrySof ReSTOR esférico, y compararlos con aquellos que tienen implante bilateral de AcrySof ReSTOR asférico.

- Medir la sensibilidad de contraste y aberraciones de frente de onda que caracterizan a los lentes multifocales AcrySof Restor de acuerdo a su posición superonasal, inferonasal, superotemporal o inferotemporal en el área pupilar.

4. MARCO TEORICO

4.1. ASFERICIDAD

El término Asférico/Asférica se refiere a cualquier superficie curva que no es esférica. El término asférico se usa sobre todo en óptica para referirse a las lentes que se apartan ligeramente de la forma esférica exacta, con el fin de reducir las aberraciones de las lentes esféricas.

4.1.1.Asfericidad de los Lentes Intraoculares

Los lentes intraoculares (LIOs) asféricos han demostrado mejorar la función visual y realzar la sensibilidad de contraste en comparación con los LIO esféricos. Algunos cirujanos piensan que su uso junto con topografías corneales preoperatorios, deben ser los primeros pasos en la cirugía de catarata moderna. Sin embargo, estos LIOs no son ideales para todos los pacientes, y su costo adicional puede desilusionar algunos cirujanos para usarlos rutinariamente.

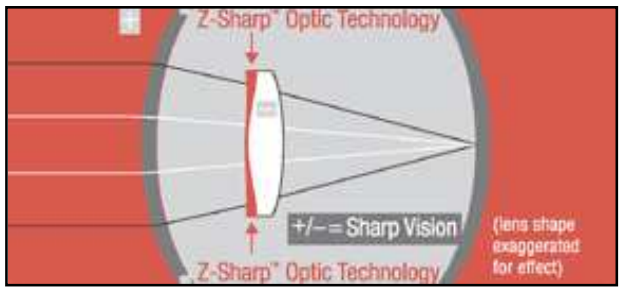
En pacientes jóvenes con visión óptima, la aberración esférica positiva de la córnea es balanceada por la aberración esférica negativa del cristalino. A medida que envejecemos, nuestros cristalinos se vuelven más gruesos y robustos, perdiendo así la aberración negativa e incrementando levemente la aberración positiva[3]. Oshika et al[4] reportó que la aberración esférica positiva de la córnea permanece relativamente estable con el tiempo. Mientras que Guirao et al[5] y Wang et al[6] afirman que la aberración esférica positiva de la córnea se incrementa levemente con la edad.

Al igual que el cristalino humano joven, los LIOs asféricos pueden inducir aberración esférica negativa, que contrarresta la aberración esférica positiva de la cornea y mejorara la calidad visual. Mientras que reemplazando la catarata con los LIOs convencionales biconvexos o convexo-planos que tienen aberración esférica positiva, se incrementa la aberración esférica positiva total del ojo, haciendo que los rayos de luz que entran por la periferia corneal se enfoquen más adelante que aquellos rayos paraaxiales que entran a través de la córnea central.

Tres LIOs monofocales asféricos han sido hasta ahora aceptados por la FDA: Tecnis Z9000 (Advanced Medical Optics, Inc., Santa Ana, CA), SofPort LI61AO (Bausch & Lomb) y AcrySof IQ SN60WF (Labratorios Alcon, Inc. Fort Worth, TX). Los tres tienen diferentes estrategias de compensación para la aberración esférica.

El lente Tecnis Z9000 fue el primer LIO monofocal asférico multi piezas, disponible en silicón y en acrílico. El LIO de silicón tiene un índice de refracción de 1.46, y el LIO de acrílico tiene un índice de refracción de 1.47. Fue aprobado por la FDA en agosto del año 2006. Introduce 0.27μm de aberración esférica negativa dentro del ojo. Tiene un diseño Z- Sharp (Ver imagen 2) que le da una superficie anterior prolata con aberración esférica negativa (biconvexo asimétrico). Posee una óptica de 6mm, con longitud total de 12mm, plegable. Tiene hápticas de polyvinylidine fluoride con diseño capsular en forma de C y angulación de 6°. Esta disponible en el mercado con un rango de poder que va desde +19.00 hasta +22.00 dioptrías.

Imágen1. Tecnis Z9000



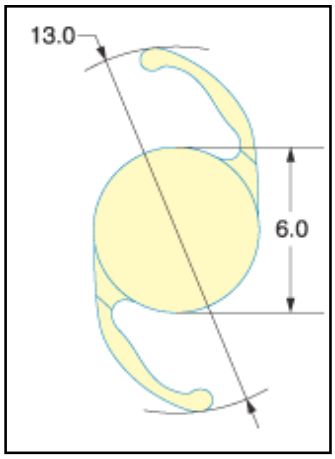
Imágen2. Tecnis Z9000

El lente SofPort es un LIO monofocal multi piezas, plegable, fabricado con óptica de silicón y hápticas de PMMA. Tiene un índice refractivo de 1.43, y no introduce aberraciones esféricas dentro del ojo ya que es libre de aberraciones. La superficie anterior es más curva que la posterior (biconvexo asimétrico) y ambas son asféricas. Útil en pacientes con poca aberración esférica corneal positiva que no sea necesario contrarrestar. Posee cromóforos para bloquear la luz ultravioleta y luz violeta. Con un poder uniforme desde el centro a la periferia, es fácil de implantar con inyector SofPort. Tiene bordes cuadrados anterior y posterior en 360°.

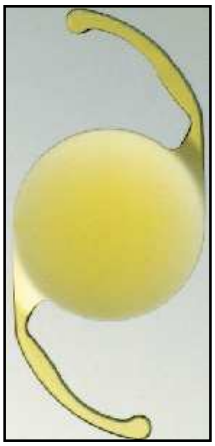
Imagen 3. LIO SofPort

El lente AcrySof IQ SN60WF es un LIO monofocal de una sola pieza fabricado en acrílico hidrofóbico, con un índice de refracción de 1.55 es capaz de adicionar 0.20 μm de aberración esférica negativa dentro del ojo. La superficie posterior asférica

se logra gracias al adelgazamiento central de la superficie posterior del lente, sin necesidad de engrosar la óptica (Biconvexo asimétrico). Tiene filtro cromóforo para luz ultraviolta y luz azul. Hápticas tipo Stableforce® modificadas en forma de L que le proporciona: 1. mejor centrado de la lente, por una distribución más adecuada de las fuerzas de compresión, y capacidad de adaptación a diferentes tamaños de saco, 2. disminución de la incidencia de pliegues en la cápsula posterior, 3. mayor deformabilidad, lo que reduce el daño potencial de las hápticas durante la implantación del lente. El diámetro de la óptica es de 6.0mm, mientras que la longitud total es de 13.0 mm. Tiene una constante A sugerida de 118.7. Posee un rango de dioptrias que va desde +6.00 hasta +30.00 (con incrementos de 0.5 dioptrias)



Imágen 4. AcrySof IQ



Imágen 5. AcrySof IQ

Otros LIOs monofocales asféricos no aprobados por la FDA son:

El Lente C-*flex* Asférico (970C) y Super*flex* Asférico (920H) de la casa Rayner Intraocular Lenses Ltd., Hove, East Sussex, UK. Son lentes de acrílico hidrofílicos inyectables, con borde cuadrado y óptica asférica libre de aberraciones. No aprobado en USA. El lente C-*flex* tiene una óptica de 5.75mm de diámetro, 12 mm de longitud total, constante A sugerida de 118.0, disponible en rango de poderes que oscila entre +18.00 hasta +29.50D en incrementos de 0.50; y desde +30.00

hasta +34.00D con incrementos de 1.00D. El lente Super*flex* tiene una óptica de 6.25mm de diámetro, 12.50 mm de longitud total, constante A sugerida de 118.0, disponible en rango de poderes que oscila entre -10.00 hasta -0.50D en incrementos de 0.50; y desde +0.50 hasta +22.00D con incrementos de 0.50D.

Imágen 6. C-flex

Posteriormente las casas comerciales de Alcon, Acri.Tec, Rayner, Advanced Medical Optics (AMO) y otras fueron capaces de diseñar LIOs combinando características de multifocalidad con asfericidad:

El Lente Tecnis ZM900 de la casa Advanced Medical Optics, Inc., Santa Ana, CA. Es un LIO de tres piezas, difractivo, multifocal de silicona. Su óptica de 6 mm de diámetro, con bordes rectos y sus hápticas de PVDF (polivinilidine fluoridine) con anglación de 6°, hacen un total de 13mm de longitud. Su diseño difractivo en la superficie posterior crea dos puntos focales separados por 4.00D entre ellos, haciendo que la luz entre en el ojo y sea eventualmente distribuida entre la visión lejana y cercana, independientemente del tamaño pupilar. Su superficie anterior prolata le confiere propiedades de asfericidad que intenta compensar la aberración positiva de la córnea. Tiene un índice de refracción de 1.46 y una constante A sugerida de 119.1. Esta disponible en un rango de poderes que va desde +5.00 hasta +34.00D con incrementos de 0.50D

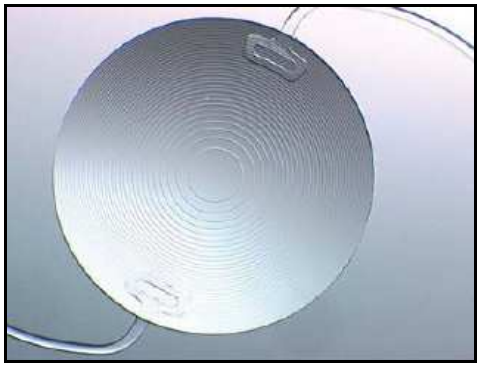


Imagen 7. Tecnis ZM900

El M-Flex Multifocal IOL (de la casa Rayner Intraocular Lenses Ltd., Hove, East Sussex, UK) es un lente de acrílico hidrofílico, con una óptica multizonal asférica de 6.25mm de diámetro. Distribuido con cuatro o cinco zonas , de acuerdo al poder del lente. Posee una adición para visión cercana de +3.00D. Esta disponible en un rango de poderes que oscila entre +14.00 y +25.00D con incrementos de 1.00D ; también disponible desde +18.50 hasta +23.50D con incrementos de 0.50D. No disponible en USA.

Imagen 8. M-Flex multifocal

El lente Acri.LISA 366D fabricado por Acri.Tec GmbH (Berlin, Alemania), es un LIO bifocal biconvexo refractivo-difractivo de una sola pieza, con una óptica asférica de acrilato plegable hidrofóbico , longitud total de 11mm y 0 grados de angulación de sus hápticas. Tiene un índice refractivo de 1.46 y propiedades absorbentes para la luz ultravioleta. El acrónimo **LISA** significa: L por la distribución de la Luz, ya que 65% (superficie refractiva) es dirigida para visión lejana y 35% (superficie difractiva) para visión cercana; I representa la independencia al tamaño pupilar; S significa superficie anterior difractiva/refractiva suavizada para reducir fenómenos como halos y glare; y A debido a la asfericidad optimizada de su superficie. La superficie anterior esta dividida en varioas zonas y fases de zona que hacen la función de escalones difractivos en el LIO. Tiene un poder de adición total de +3.75D, que corresponde a +3.00D en el plano de las gafas. Trae junto con su paquete de distribución el inyector Acri.Tec GmbH para introducirlo por incisiones de 2mm. Están disponibles en un rango de poder que va desde +0.00D hasta +32.00D, con incrementos de 0.50D. No disponible en USA.

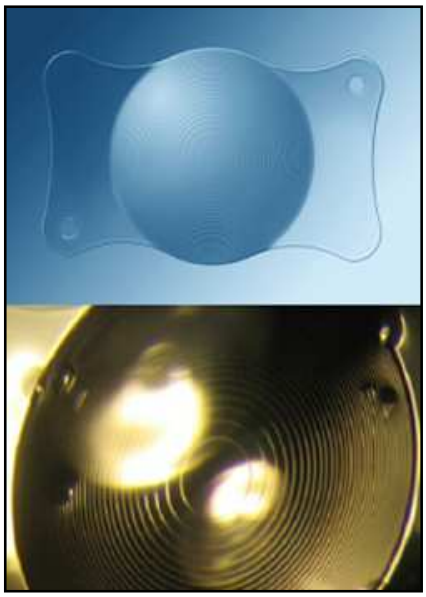


Imagen 9. Acri.LISA 366D

El lente AcrySof ReSTOR Asférico SN6AD3 (Labratorios Alcon, Inc., Fort Worth, TX) es un LIO multifocal mono pieza, hecho de acrílico hidrofóbico, con un índice de refracción de 1.55, e introduce 0.10µm de aberración esférica negativa dentro del ojo. Esta disponible con filtro ultravioleta UV y luz azul (natural), y otro solo con filtro UV (clear). Lanzado al mercado con un rango de poderes que va desde +10.00 hasta +30.00D

Otros LIOs multifocales no asféricos frecuentemente utilizados por los oftalmólogos:

El ReZoom Multifocal IOL (Advanced Medical Optics, Inc.) es un lente de acrílico hidrofóbico multifocal, formado por tres piezas y hápticas de PMMA. Tiene una óptica de 6mm de diámetro y longitud total de 13mm, que puede implantarse mediante plegado o inyector. Posee cinco zonas refractivas con funciones específicas de afuera hacia adentro: primera zona externa para visión lejana con poca intensidad de luz, segunda zona para visión cercana, tercera zona para visión lejana, cuarta zona prara visión cercana y quinta zona interna para visión lejana con alta intensidad de luz. Las área de transición proveen visión intermedia. Su diseño pretende que el 100% de la luz se trasmita sobre las cinco zonas ópticas. Tiene una adición total para visión cercana de +3.50D y esta disponible en el mercado con un rango de poderes que oscila desde +5.00 hasta +30.00D, con incrementos de 0,50D.

Imagen10. ReZoom multifocal

El lente AcrySof ReSTOR Esférico SN60D3 (Labratorios Alcon, Inc., Fort Worth, TX) es un LIO de una sola pieza, fabricado con material acrílico y óptica de 6mm de diámetro. Tiene una longitud de 13mm, con ápticas en C modificadas Stableforce®. Es un diseño difractivo apodizado, con 12 zonas concéntricas y una adición total de +4.00 dioptrías (D). Esta disponible con filtro ultravioleta UV y luz azul (natural), y otro solo con filtro UV (clear). Lanzado al mercado con un rango de poderes que va desde +10.00 hasta +34.00D

4.1.2.Escogiendo el LIO asférico adecuado

La teoría dice que contrarrestando la cantidad de aberración esférica corneal, la mayoría de la población quedará con buena calidad visual. Sin embargo, los cirujanos utilizan diferentes estrategias para compensar la aberración esférica corneal. Algunos corrigen todos sus pacientes usando el promedio de aberración esférica standard conocido de la córnea que es +0.27μm[7]. Otros cirujanos prefieren elegir el tipo de LIO a implantar de acuerdo a cada caso en particular, porque no todos los pacientes tienen el mismo promedio de aberración esférica. Es preferible medir la aberración esférica corneal a cada paciente preoperatorio y decidir sobre el LIO a implantar de acuerdo a los resultados. Por ejemplo: un paciente con aberración esférica corneal de +0.27μm sería buen candidato para el LIO Tecnis Z9000, mientras que pacientes con aberración esférica corneal de +0.11μm tendrían mejor resultado con el LIO AcrySof ReSTOR Asférico.

Li Wang et al. afirma que el promedio de aberración esférica de 4º orden interna del ojo es de - 0.145 μm, y que esta permanence relativamente estable hasta los 60 años cuando comienza a disminuir progresivamente. Por lo que se debería implantar un LIO de acuerdo a la aberración esférica negativa interna del ojo, y no tratando de compensar la aberración corneal positiva[13].

Grimson JM et al[8] y luego Beiko et al[7], recomiendan tener como meta una aberración esférica residual postoperatoria de +0.10μm, ya que esto mejora significativamente el promedio de agudeza visual y el promedio de sensibilidad de contraste de sus pacientes. Sin embargo, hay que tener en cuenta que las características preoperatorios de la córnea no siempre son iguales a la córnea postoperatoria. Aberraciones de alto orden pueden ser inducidas en la córnea durante la cirugía, específicamente el coma que puede ser provocado por la incisión. Por alguna razón, la córnea cambia su aberración esférica en manos de algunos cirujanos, pudiendo llegar a tener aberraciones tipo coma o trefoil, por lo que el cambio no es siempre predecible. Es recomendable que cada cirujano conozca cual es la aberración esférica capaz de inducir con la técnica quirúrgica habitual.

4.1.3.LIOs Asféricos: no para todos los pacientes

Mientras que los LIOs asféricos tienen muchas ventajas sobre los LIOs esféricos, no son la mejor elección para todos los pacientes. A pesar de que varios oftalmólogos utilizan los LIOs asféricos en todos sus pacientes, otros reservan su uso para aquellos que más se beneficien. Las únicas indicaciones para colocar un LIO esférico, en vez de implantar un LIO asférico son: pacientes quienes se hayan sometido a cirugía refractiva con ablación hipermetrópica, y en pacientes con córneas muy curvas o prolatas (p.e. queratocono). Estos pacientes ya tienen aberraciones esféricas negativas en sus córneas y el implante de un LIO asférico produciría una aberración esférica excesivamente negativa[9].

Otra consideración importante sobre los LIOs asféricos es el alto costo de estos en comparación con los LIO esféricos, por lo que muchos cirujanos evalúan cada caso en particular antes de ofrecerlos. En pacientes con cataratas seniles, quienes no tienen estilos de vida que demanden una excelente agudeza visual, aunado a

posibles patologías oculares, no es posible saber si notarán el beneficio de los LIOs asféricos.

4.1.4.Descentramientos

Un LIO bien centrado en el ojo y con diseño asférico tiene el poder de mejorar sustancialmente la calidad óptica y la sensibilidad de contraste reduciendo la aberración esférica postoperatoria; sin embargo, el centramiento perfecto de los LIOs en el eje visual es raro por muchas razones que incluyen posicionamientos in-out del LIO en la bolsa capsular, incongruencias entre el diámetro de la bolsa y el diámetro total de LIO, capsulorrexis grandes o descentradas, cobertura asimétrica de la cápsula anterior, LIOs situados en sulcus, fibrosis capsular, fimosis capsular o desgarros radiales del saco capsular[10]. Estudios teóricos han demostrado que el descentramiento de un lente convencional con superficie esférica es capaz de producir efectos adversos como disminución de la función de modulación de transferencia (MTF) y aberraciones de frente de onda de segundo y tercer orden como defocus, astigmatismo y coma, que no son susceptibles de ser corregidos con gafas[11,12], mientras que descentramientos de lentes con superficies asféricas inducen notablemente aberraciones de cuardo orden[9]. Si existe preocupación sobre el descentramiento o tilt del LIO, algunos cirujanos recomiendan el implante de un LIO asférico, libre de aberraciones como SofPort (Bausch & Lomb) o C-flex Asférico (Rayner) que son los menos sensible a descentramientos intraoculares[9].

Se conoce que el descentramiento de LIOs con aberración esférica negativa induce aberraciones de frente de onda opuestas a aquellas inducidas con un LIO convencional descentrado. Por ejemplo, un Tecnis Z9000 de AMO descentrado resulta en un error refractivo hipermetrópico, mientras que un SA60AT de Alcon descentrado produce leve miopía[14].

4.2. REFRACCIÓN Y DIFRACCIÓN

La refracción es el cambio de dirección que sufre un haz de luz cuando pasa de un medio a otro con diferente índice de refracción y densidad. Los LIOs monofocales y multifocales usan el principio de la refracción para localizar la luz en un punto determinado. Los Monofocales nos proporcionan una visión nítida a una distancia específica, por lo que cualquier objeto fuera de ese punto de enfoque se verá borroso. Se necesita por tanto el uso de gafas para ver bien a cualquier distancia que no sea la de ese punto focal.

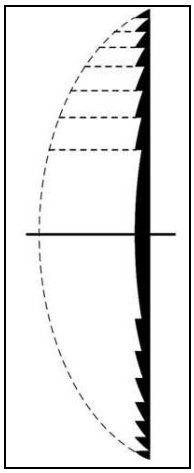
Los lentes Multifocales también utilizan el principio de la refracción, pero están divididos en varias zonas concéntricas de diferentes potencias, para facilitar la refracción de la luz de cerca y lejos. Sin embargo, al crear estas múltiples zonas de transición se crean halos nocturnos que pueden molestar en condiciones de poca iluminación, p.e.: al conducir de noche.

La difracción se observa cuando se distorsiona una onda por un obstáculo cuyas dimensiones son comparables a la longitud de onda. La desviación de un haz de luz, de su trayectoria recta a su paso por el borde de los escalones de una lente, se denomina difracción.

El primero en darle valor a la difracción en el campo de la óptica física fue Augustín Fresnel (1788-1827), físico francés que contribuyó significativamente a la teoría de óptica ondulatoria. Fresnel estudio el comportamiento de la luz tanto teórica como experimentalmente, y en 1818 escribió una memoria sobre la difracción por la que se le otorgaría al año siguiente el premio de La Academia de las Ciencias de Francia en París[15]. En los lentes zonales de Fresnel, a pesar de que una gran porción del volumen total del lente es removido, se mantienen las

propiedades físicas de enfoque. Para obtener estas propiedades no existen reglas específicas que indiquen en que posición hay que colocar las diferentes zonas concéntricas, variando de acuerdo a cada aplicación. Una opción es hacer constante la altura de los escalones, lo cual requiere que la distancia entre ellos varíe progresivamente (Imágen 11). Otra posibilidad es dar una distancia constante entre los escalones, variando progresivamente la altura entre ellos (Imágen 12). Sin embargo, los efectos difractivos y ópticos geométricos introducidos por Fresnel, reducen potencialmente la calidad de las imágenes[15].

En la oftalmología moderna, algunos principios de los prismas o lentes de Fresnel son usados en las gafas, manteniendo una distancia de al menos 1mm entre los segmentos para minimizar los efectos secundarios de la difracción.



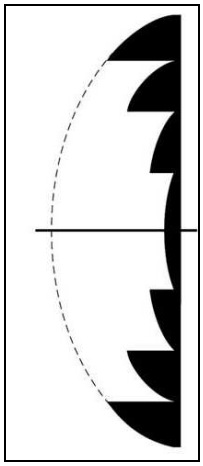


Imagen 11. Lente de Fresnel con escalones de igual altura. Imágen 12. Lente de Fresnel con igual espacio entre los escalones.

Para los sistemas ópticos surgió la idea de una red de difracción de tipo fase que genera luz difractiva a partir de una red con círculos concéntricos, como es el caso de la lente Fresnel. Cambiando parcialmente el espaciado de la red (espacio entre los escalones), se puede cambiar la dirección o angulación de los rayos de luz para generar ordenes de difracción 0, ±1, ±2, ..., siendo 0 el menor grado de

angulación. Cambiando parcialmente la altura de la red, altura de los escalones o también conocido como fases de retraso, se consigue aumentar o disminuir el obstáculo de difracción a una longitud de onda o media longitud de onda. Modificando la altura de los escalones también se cambia la eficiencia de la luz en cada orden de difracción[16].

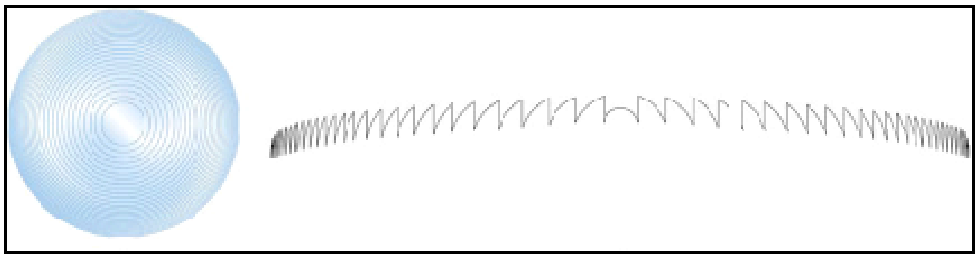
4.2.1.LIO Monofocal Difractivo vs lentes de Fresnel

Los lentes de Fresnel y los lentes monofocales difractivos parecen ser similares, pero en realidad difieren en varias características. Con los lentes zonales de Fresnel, cada zona trabaja de forma independiente al difractar la luz, existiendo un salto de fase arbitrario entre zonas adyacentes. Con los lentes difractivos monofocales, todas las zonas trabajan en conjunto y las zonas de unión entre los escalones tienen una fase de retraso de una longitud de onda entre cada uno de ellos.

4.2.2.LIO Multifocal Difractivo Full-Óptico

Un LIO multifocal difractivo full óptico contiene 30 zonas difractivas distribuidas en toda la superficie anterior del lente (Imágen 13). La diferencia esencial entre un lente monofocal difractivo y otro multifocal difractivo es la fase de retraso en cada escalón. Para un lente monofocal, el retraso entre cada escalón es de 1 longitud de onda, mientras que para los lentes multifocales el retraso es de media longitud de onda entre cada uno. Es importante recordar que las áreas entre los escalones no pueden refractar la luz, así que los lentes multifocales difractivos no pueden ser explicados en base a una descripción refractiva. Si los rayos atravesaran múltiples

zonas refractivas, la energía de luz caería en un foco a mitad de camino entre los dos puntos focales primarios cercano y lejano.



Imágen13. LIO Multifocal Difractivo Full Óptico

4.2.3. LIO Multifocales

Una de las propiedades más importantes de un ojo joven, es la acomodación, en el cual el cristalino cambia de poder al modificar su forma para enfocar objetos distantes o cercanos. La acomodación se pierde progresivamente con el paso de los años, convirtiéndose en un problema en aquellas personas que alcanzan la década de los 40, ya que no pueden volver a enfocar objetos cercanos. La acomodación también puede perderse al extraer el cristalino en una cirugía de catarata y reemplazarlo por un LIO monofocal. Los pacientes deben escoger entre preservar visión lejana corregida por el LIO y llevar gafas de lectura para visión cercana, o usar un poder de LIO que les permita conservar la visión cercana y llevar corrección para visión lejana en sus gafas. Algunos pacientes prefieren la estrategia de monovisión, en el cual se implanta un LIO corregido para visión lejana en el ojo dominante y un LIO para visión cercana en el otro ojo, sin necesidad de colocarse las gafas. Otra opción es el uso de LIOs multifocales para ver a diferentes distancias, con poderes equivalentes a dos puntos focales primarios. Un poder es utilizado para visión lejana y el otro ideado para visión próxima. La imagen del segundo poder del lente es muy desenfocada y borrosa, pero se ha comprobado clínicamente con diferentes estudios, que el paciente

percibe solamente la imagen enfocada[17,18,19,20]. Sin embargo, con estos LIOs multifocales, algunos individuos pueden experimentar imágenes visuales desagradables como halos y deslumbramient[21, 22]. La visión intermedia es dada por las características de desenfoque de ambos poderes primarios del LIO, con algunos diseños especiales que intentan direccionar la luz adicional en un punto de localización precisa entre el foco de visión cercano y lejano[23].

Existen tres principios ópticos que han sido usados para desarrollar los LIOs multifocales de última generación: las multizonas refractivas, la difracción y el diseño asférico. El método de multizonas refractivas es definido por los diferentes poderes que se incorporan en la superficie del lente, a través de zonas refractivas circulares o anulares. Alguno de los primeros LIOs fabricados tenían 2 zonas (Iolab NuVue32), 3 zonas (Storz Tru Vista35, Alcon Acura See, Ioptex39), 5 zonas (AMO Array34) y 7 zonas (Adatomed40). Las multizonas refractivas de los LIOs difieren de las gafas bifocales porque el LIO se hace parte integral del ojo, haciéndose presente en todo momento y de forma simultánea en el área pupilar [24,25]. Cada zona del LIO tiene un efecto de apertura diferente, y esto puede afectar la calidad de la imagen porque el diámetro pupilar cambia constantemente en respuesta a diferentes niveles de iluminación y al reflejo acomodativo. El balance de energía entre las dos imágenes y la calidad de la imagen varía de acuerdo a la ingeniería de diseño del LIO y las condiciones ambientales.

El segundo método para crear un LIO con dos poderes ha sido la construcción de una superficie difractiva en una plataforma refractiva[26,27]; introducida por 3M en 1988[18], utilizando computadores de alta precisión capaces de tornar, fabricar y ensayar lentes difractivos. Este diseño es capaz de dividir la luz en dos imágenes, a través del uso de diferentes órdenes difractivos, dirigiendo la misma cantidad de luz hacia dos puntos focales primarios (lejano y próximo) para todos

los diámetros de pupila, siempre y cuando la superficie difractiva cubra toda la superficie del LIO.

El tercer método utilizado para el diseño de estos LIO, ha sido el uso de regiones ópticas asféricas que aumenta la profundidad de foco en estos LIOs. La adición de asfericidad no le da al LIO un foco adicional diferente, pero permite expandir el rango de foco, a expensas del contraste de la imagen[28].

Imagen 14. AcrySof ReSTOR

4.3. AcrySof ReSTOR

El LIO difractivo apodizado AcrySof ReSTOR de Laboratorios Alcon, Inc. brinda una gran variedad de características ópticas y físicas en un solo diseño, para ofrecer una visión nítida en un amplio rango de objetos cercanos y lejanos. El LIO ReSTOR tiene un diseño único difractivo-refractivo que mejora el control de la distribución de energía. El LIO tiene dos puntos focales primarios, uno próximo y otro distante . El punto cercano es de +4.00D, equivalente a un poder de aproximadamente 3.2 dioptrías (D) de adición en el plano de las gafas. La base del LIO esta diseñado para obtener el poder de máxima convergencia o de visión cercana en los 12 escalones discontinuos difractivos incorporados en la superficie anterior del molde óptico de acrílico y que cubre los 3.6mm de diámetro centrales del LIO, mientras que el poder distante o de visión lejana basado en el principio refractivo cubre la superficie óptica periférica que mide 2.4mm de diámetro, para completar un LIO de 6mm de diámetro total[28].

La apodización utilizada para la fabricación de este LIO, se define como la modificación gradual en las propiedades ópticas de un lente desde el centro a la periferia, nunca antes usado en combinación con LIO difractivos. El efecto de apodización fue inicialmente utilizado para describir el efecto óptico producido por una variedad de filtros de luz absorbentes, donde el LIO se obscurecía gradualmente del centro a la periferia. Las propiedades de apodización del LIO ReSTOR son radialmente simétricas, definidas por la reducción gradual de la altura de los escalones difractivos del centro a la periferia, con la finalidad de proyectar en una proporción continua la energía luminosa en dos puntos focales primarios. Si la altura entre cada uno de los escalones difractivos correspondieran a 1 longitud de onda, el LIO se comportaría como un diseño monofocal y la luz se proyectaría a un solo foco en el orden difractivo de +1. Si los escalones fueran insignificantemente pequeños, el LIO se comportaría como un diseño monofocal de bajo poder y toda la luz se proyectaría un solo foco de orden difractivo 0. Sin embargo, cuando la altura de los escalones corresponde a media longitud de onda, aproximadamente 41% de la luz se dirige a cada uno de los dos focos primarios. Este efecto óptico puede ser moldeado en función de la distribución de los escalones para cambiar lentamente el trayecto de los rayos luminosos a través del LIO, tomando en cuenta que el espacio entre los escalones determina la dirección de los rayos, mientras que la altura de los escalones determina la longitud de onda y la eficiencia de la luz en cada orden de difracción[28].

Para el LIO apodizado difractivo-refractivo ReSTOR, la altura de los escalones difractivos se reduce progresivamente desde 1.3µm en el centro, hasta 0.2 µm en la periferia. Así mismo, existen 12 zonas difractivas, que varían desde 0.75 mm de diámetro centrales hasta 3.6 mm de diámetro en la zona más externa. La altura de los escalones centrales dirige media longitud de onda, siempre y cuando el LIO se encuentre en medio acuoso. Esto divide equitativamente la energía de luz entre

los dos poderes del LIO (cerca y lejos), para pupilas pequeñas, con 41% de la luz dirigiéndose a cada poder. A medida que la pupila se agranda, se incrementa la exposición del LIO, disminuyendo progresivamente la altura de los escalones periféricos, hasta llegar a una longitud de onda para aportar más luz al poder distante y reducir la luz proyectada al punto focal cercano. Este balance de energía de acuerdo a la cantidad de escalones expuestos a la luz, hace que el diseño de este LIO sea pupilo-dependiente. La región externa del LIO no tiene una estructura difractiva, haciendo que toda la luz se dirija al poder distante en pupilas midriáticas mayores a 3.6mm de diámetro.

El LIO ReSTOR apodizado tiene algunas propiedades comunes al resto de los LIOs difractivos multifocales full-ópticos, y otras características que son diferentes. Para ambos LIOs, la locaclización radial de las zonas difractivas determina el poder de adición. Sin embargo, la altura de los escalones en los LIO difractivos multifocales full ópticos son iguales, mientras que en los LIOs ReSTOR la altura de los escalones disminuye progresivamente y la distancia entre ellos aumenta del centro a la periferia[28].

En un mundo donde el ser humano realiza múltiples actividades que requieren consecutivos cambios de puntos focales, la pupila permanece en constante movimiento para lograr el enfoque preciso en cada caso. Para actividades cercanas como la lectura, el reflejo de acomodación y la luz artificial hacen que nuestras pupilas se reduzcan de tamaño, para lo cual el LIO ReSTOR provee abundante energía de luz para visión cercana. Cuando realizamos actividades cotidianas que requieren buena agudeza visual lejana bajo condiciones mesópicas de luz, como por ejemplo conducir en la noche, el LIO ReSTOR provee mayor energía de luz para visión lejana y menos para visión cercana. Este ajuste de balance de energía que favorece la visión lejana, ocurre cuando la pupila se agranda en condiciones de poca iluminación, y se debe a la apodización periférica

y plataforma refractiva externa que tiene este LIO ResTOR, disminuyendo también los efectos indeseables como los halos y deslumbramiento. Sin la apodización, existe igual distribución de energía a través de toda la superficie óptica independientemente del tamaño pupilar, lo que resulta en un gasto innecesario de energía en el punto focal próximo y lejano.

4.3.1.LIO AcrySof ReSTOR esferico vs AcrySof ReSTOR asferico

Algunas características diferencian ReSTOR esférico del asférico:

- El LIO AcrySof ReSTOR esférico es biconvexo asimétrico con una curvatura anterior mayor que la posterior presentando en esta cara más curva, la anterior, su superficie difractiva apodizada. El LIO AcrySof ReSTOR asférico es biconvexo simétrico exclusivo, con su superficie difractiva apodizada en la cara anterior.

- El LIO AcrySof ReSTOR asférico tiene una superficie anterior asférica de 0.10μm, mientras que el LIO AcrySof ReSTOR esférico no tiene características de asfericidad.

- Actualmente existe disponible para el LIO AcrySof ReSTOR esférico un rango de poder de +10.00 hasta +34.00D, mientras que para el LIO AcrySof ReSTOR asférico el rango de poder solo llega hasta +30.00D (próximamente hasta +34.00D)

- La Constante A sugerida para el cálculo del LIO AcrySof RSTOR esférico es de 118.1, mientras que para el AcrySof ReSTOR asférico es 118.9
-El LIO AcrySof ReSTOR esférico fue lanzado al mercado por Laboratorios Alcon Inc. en el año 2004, mientras que el AcrySof Restor asférico fue introducido en el mercado en septiembre del año 2007.

4.4. MEDIDAS DE CUANTIFICACIÓN, CANTIDAD Y CALIDAD VISUAL

Al analizar la función visual es importante entender que ésta puede ser cuantificada de diferentes maneras. Desde el punto vista subjetivo del paciente: la agudeza visual, se encarga de darnos en una cifra la cantidad de visión; o por medio de la sensibilidad de contraste, que evalúa de forma amplia y suficiente la calidad visual desde el punto de vista de la percepción de frecuencias espaciales (tamaño) y contrastes.

En la medición objetiva del paciente interviene la tecnología de frentes de onda con los aberrómetros, capaces de darnos medidas de cuantificación de calidad visual: a nivel del plano de la pupila, esta medida se conoce con el nombre de RMS (Root Mean Square); en el plano retiniano es la Función de Dispersión de un Punto y la Función de Transferencia Óptica. A su vez la función de transferencia óptica esta constituida por la MTF (Modulation Transfer Function) y la PTF (Phase Transfer Function).

4.4.1. Medición Visual Subjetiva

Cantidad Visual Subjetiva

En 1862, Herman Snellen (1834-1908), oftalmólogo holandés de la ciudad de Utrecht, desarrolló las tablas impresas de agudeza visual, con el propósito de encontrar una forma convencional para prescribir gafas. La tabla de Snellen que conocemos, representa una serie de letras negras sobre fondo blanco con diferentes tamaños espaciales. Cambios relativamente pequeños en el estado refractivo del ojo pueden ser detectados por este examen, y es en realidad la forma actual universalmente utilizada para describir cambios en la visión causados por el desenfoque esférico o astigmático. Desafortunadamente, muchos tipos de pérdida visual no son causados por el desenfoque refractivo (p.e. ambliopía,

glaucoma y catarata) y, por lo tanto, la medida de la función visual a partir de la tabla de Snellen se debe considerar inadecuada[42].

La Agudeza Visual es específica en términos del ángulo visual que resulta del detalle espacial fino. El ángulo visual de un objeto está determinado por su tamaño físico y la distancia del observador. Las letras de la mayoría de las tablas de Agudeza Visual están diseñadas de tal forma que el tamaño total de la letra es 5 veces mayor que el grosor del trazo que la forma. Al evaluar la Agudeza Visual se obtiene un fraccionario en el cual el numerador es la distancia a la cual se está examinando, y el denominador es la distancia en la cual un observador normal sería capaz de leer dicha letra. Las tablas de Agudeza Visual usan una referencia de 1 minuto de arco del ángulo visual para evaluar la resolución de los más pequeños detalles. Para una persona normal, la fracción es igual a 20/20. Para una persona que sólo alcanza el 20/40, el tamaño de la letra corresponde a 10 minutos de arco en su altura y 2 minutos de arco en el grosor del trazo. Es sabido que esta expresión fraccionaria de la Agudeza Visual fue descrita hace ya más de 140 años, y sin mayores modificaciones se sigue usando para evaluar diariamente la función visual de miles de pacientes, en un mundo optométrico y oftalmológico en el que cada vez es más importante la calidad de visión del paciente y su satisfacción. El problema central en la caracterización de la función visual, a través de la medición de la Agudeza Visual, es que por definición se trata de una medida muy limitada y especifica, que se corresponde con la habilidad para discriminar detalles finos en altos contrastes [43].

Calidad Visual Subjetiva

La medida de Sensibilidad de Contraste determina el más bajo nivel de contraste que puede ser detectado por el paciente para un tamaño determinado de estímulo. Podemos entonces decir que la Sensibilidad de Contraste es diferente a la Agudeza Visual, ya que mide de forma independiente 2 variables: tamaño y

contraste, mientras que la Agudeza Visual sólo mide tamaño, puesto que su contraste es siempre constante (negro sobre blanco) y bastante alto (98 a 100%). En muchas ocasiones, el paciente puede ser capaz de leer hasta el 20/20 de la tabla de Snellen, lo cual indicaría una Agudeza Visual normal, pero esto no necesariamente evalúa la calidad o funcionalidad de la visión.

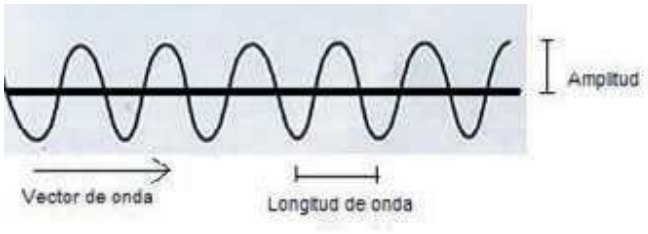
Algunas definiciones para entender la medición de la sensibilidad de contraste son descritas a continuación:
La Onda es una perturbación de un medio, y viaja por éste transportando energía e impulso. Ejemplos de onda son las formadas tras un aplauso, un destello de luz, una piedra al caer a un estanque de agua. En el caso del sonido, el medio por el cual viaja la onda es el aire; en el caso de la luz, un campo electromagnético; en el caso de la piedra, el agua. La forma de onda más simple es la onda armónica, en la cual el perfil es una curva seno o coseno, que representan funciones periódicas continuas, también llamadas ondas sinusoidales. Cualquier forma de onda puede sintetizarse por una superposición de ondas armónicas, por lo cual tienen un significado especial [44].

Características de las Ondas Sinusoidales

El máximo de perturbación de una onda a su medio se conoce como la amplitud de la onda. La fase es el argumento de la función: se refiere a la forma de la onda y determina la manera como ella se propaga. El Vector de Onda indica la dirección en la cual viaja la onda (dirección de propagación) y se caracteriza porque es siempre perpendicular a la superficie de la onda o al frente de onda[44]. (Imágen 15) Una onda armónica es periódica (o repetitiva) en el espacio y en el tiempo. El período espacial se conoce como la longitud de onda y se denota por lambda (λ). Es una distancia fija a la cual se repite la fase de la onda. (Imágen 15) El inverso de la longitud de onda es la frecuencia espacial (FE), que es el número de longitudes de onda en la unidad de distancia. (44) $FE = 1 / \lambda$

El período temporal (T) es la cantidad de tiempo que una onda tarda en repetir la fase. Es el número de unidades de tiempo por onda. Su inverso es la frecuencia temporal (v), que es el número de ondas por unidad de tiempo [44].

$v = 1 / T$



Imágen15. Características de la onda armónica

Otro término importante de entender es el contraste, definido como la diferencia en la luminosidad de un objeto contra su fondo [45,46].

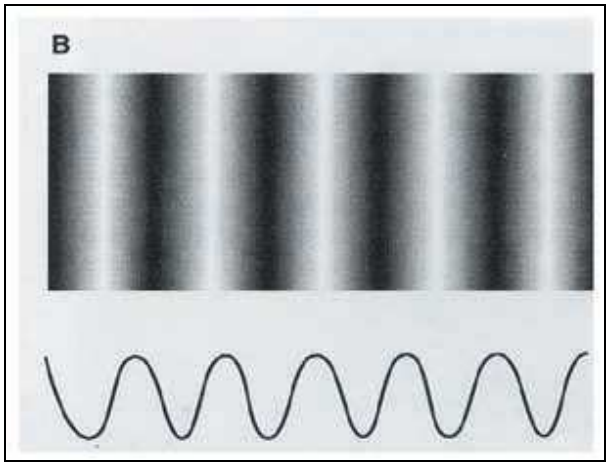
$$\text{Contraste} = \frac{\text{luminosidad del objeto} - \text{luminosidad del fondo}}{\text{luminosidad del objeto} + \text{luminosidad del fondo}}$$

Para que un objeto pueda ser detectado visualmente, debe haber una diferencia en su luminosidad con respecto al de su fondo; si las letras de este escrito estuvieran impresas sobre un fondo negro, la información no podría ser descifrada. La variación en la luminosidad hace al objeto evidente. Entre mayor sea esta diferencia, con mayor facilidad será visto el objeto. Una letra negra sobre un fondo blanco es una escena de alto contraste, mientras que un letrero en la carretera en una noche con neblina es una escena de bajo contraste, haciendo las letras más difíciles de leer[45].

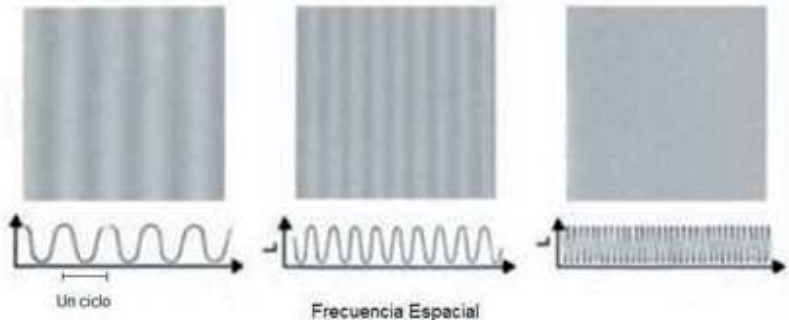
Rejilla Sinusoidal

La Sensibilidad de Contraste se mide utilizando un estímulo visual llamado rejilla sinusoidal. Una rejilla sinusoidal es una secuencia repetitiva de barras claras y oscuras intercaladas. Si se grafican los niveles de luminosidad de una rejilla, se obtiene una onda sinusoidal, ya que está hecha con cambios graduales en la intensidad luminosa entre las partes claras y oscuras con bordes indistintos[45] (Ver imágen 16). En una rejilla sinusoidal, un ciclo es un par de barras, una clara y una oscura. Un ciclo corresponde a una longitud de onda. El grosor de las barras determina cuántos ciclos ocurren en la unidad de longitud. El número de ciclos por unidad de longitud se denomina Frecuencia Espacial de la rejilla, y es dado en ciclos por grado [45].(Ver Imágen 17) Una rejilla sinusoidal con una frecuencia espacial de 30 ciclos /grado tiene un grosor de barras que corresponde a las letras de la fila de 20/20 en la Carta de Snellen; 60 ciclos/ grado corresponde a 20/10, y así sucesivamente. El contraste de la rejilla sinusoidal depende de la intensidad luminosa de la barra oscura, es decir, de la amplitud de la onda sinusoidal que representa la rejilla. (Ver Imágen 18) Las ondas sinusoidales pueden sumarse para crear cualquier escena visual que el ojo mire. El sistema visual opera descomponiendo los patrones y escenas observadas a ondas sinusoidales[44]. Si se conoce qué tan bien se observa la imagen de ondas sinusoidales de diferentes frecuencias espaciales, es posible predecir la imagen retiniana para cualquier escena visual. Las rejillas sinusoidales tienen, entonces, una implicación crucial en la evaluación del desempeño visual[45]. La ventaja de usar rejillas sinusoidales es que son transferidos al plano de la imagen como una imagen sinusoidal de la misma frecuencia pero de contraste disminuido (demodulado). Esto permite usarlos para evaluar el impacto del sistema visual sobre el contraste del objeto. Y estas frecuencias espaciales demoduladas permiten la reconstrucción de la imagen tal y como la vería el ojo[46]. Ningún sistema óptico produce una imagen con total eficiencia. Incluso un ojo modelo, corregido para aberraciones cromáticas

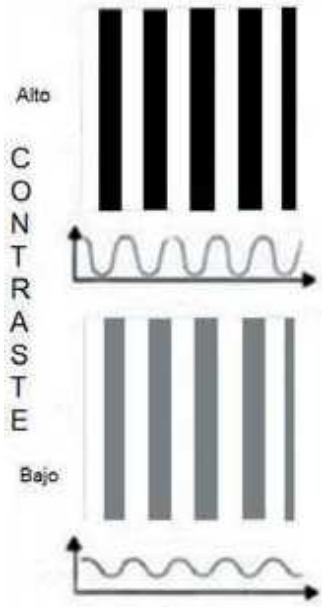
inherentes, pierde contraste en el proceso de conducción de la imagen. Un objeto con un contraste teórico del 100% produce una imagen retiniana con menos de 100% de contraste[46]. Es de interés clínico cuantificar la magnitud de reducción del contraste que ocurre en un sistema óptico para evaluar la calidad visual del individuo.



Imágen16. Una rejilla sinusoidal: secuencia repetitiva de barras claras y oscuras. En la parte inferior una onda sinusoidal que representa los cambios de luminosidad de la rejilla sinusoidal.



Imágen17. La frecuencia espacial esta determinada por el número de ciclos por unidad de longitud (ciclos por grado). En la gráfica una rejilla sinusoidal de frecuencia espacial baja (izquierda), media (centro) y alta (derecha)



Imágen 18. En la parte superior una rejilla sinusoidal de alto contraste y en la parte inferior uno de bajo contraste. La amplitud de la onda sinusoidal es mayor mientras mayor es la intensidad luminosa de las barras oscuras de la rejilla sinusoidal.

Sensibilidad de Contraste

Una forma de caracterizar el sistema visual es medir la habilidad del observador para detectar rejillas sinusoidales a umbrales de contraste, como una función de frecuencia espacial. La sensibilidad de contraste es medida bajo diferentes condiciones de luminosidad-oscuridad de las barras secuenciales, y se establecen los límites de percepción visual a lo largo del espectro de las frecuencias espaciales[47]. Una rejilla sinusoidal se utiliza, entonces, para determinar en una persona el umbral de contraste para cada frecuencia espacial (FE). Se disminuye el contraste de la rejilla y se mantiene la FE constante hasta que la rejilla no sea visible. También puede mantenerse el contraste constante y aumentar las FE hasta que la rejilla no sea percibido como una secuencia de barras[45]. El Test Funcional de Agudeza de Contraste (FACT: Functional Acuity Contrast Test), diseñado por el Dr. Arthur Ginsburg, evalúa cinco frecuencias espaciales –1.5, 3,

8, 12 y 18 ciclos por grado –denominados A, B, C, D y E, siendo A la frecuencia espacial baja, B y C media, mientras que D y E altas. Así mismo, tiene nueve niveles de contraste (luminosidad) numerados del 1 al 9, que van disminuyendo gradualmente el nivel de contraste en pasos de 0.15 unidades logarítmicas, siendo el 1 la rejilla de mayor contraste y el 9 el de menor contraste[48]. El paciente determina la última rejilla vista para cada fila A, B, C, D, E y reporta la orientación de la rejilla según cada caso (derecha, izquierda, arriba). El puntaje de sensibilidad de contraste correspondiente a cada rejilla en cada fila es:

Raw Data (Row)	Cycles per degree	1	2	3	4	5	6	7	8	9
A	1.5	7	9	13	18	25	36	50	71	100
B	3	10	15	20	29	40	57	80	114	160
C	6	12	16	23	33	45	64	90	128	180
D	12	8	11	15	22	30	43	60	85	120
E	18	4	6	8	12	17	23	33	46	65

Tabla1. Puntaje de Sensibilidad de Contraste de acuerdo a frecuencia espacial (A-E) y contraste(1-9)

Para el análisis de los resultados de cada paciente, se convirtieron los puntajes de sensibilidad al contraste a unidades logarítmicas usando la transformación log (base 10)[49]. Por ejemplo, para un puntaje de sensibilidad al contraste de 128 (fila C, rejilla 8), la correspondiente unidad logarítmica es igual a 128 en la base 10, lo cual equivale a 2.11. En aquellos pacientes en donde no fue posible identificar ninguna línea de frecuencia espacial, el puntaje de sensibilidad de contraste fue 0. La unidad logarítmica correspondiente a 0 es 1 (log 1=0). Existe una unidad

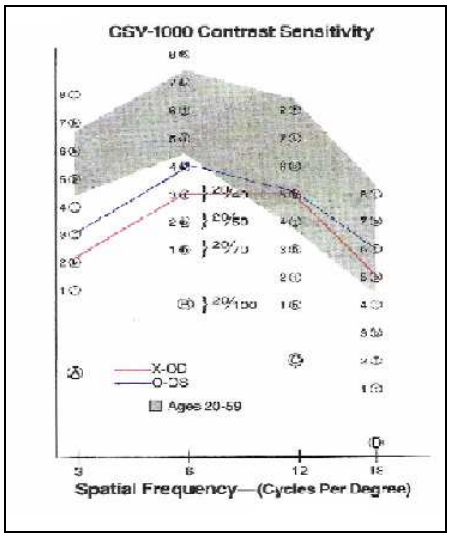
logarítmica para cada puntaje de sensibilidad de contraste (Log SC), como se muestra en la siguiente tabla:

Raw Data (Row)	Cycles per degree	1	2	3	4	5	6	7	8	9
A	1.5	7 (0.85)	9 (0.95)	13 (1.11)	18 (1.26)	25 (1.40)	36 (1.56)	50 (1.70)	71 (1.85)	100 (2.00)
B	3	10	15	20	29	40	57	80	114	160

		(1.00)	(1.18)	(1.30)	(1.46)	(1.60)	(1.76)	(1.90)	(2.06)	(2.20)
C	6	12 (1.08)	16 (1.20)	23 (1.36)	33 (1.52)	45 (1.65)	64 (1.81)	90 (1.95)	128 (2.11)	180 (2.26)
D	12	8 (0.90)	11 (1.04)	15 (1.18)	22 (1.34)	30 (1.48)	43 (1.63)	60 (1.78)	85 (1.93)	120 (2.08)
E	18	4 (0.60)	6 (0.78)	8 (0.90)	12 (1.08)	17 (1.23)	23 (1.36)	33 (1.52)	46 (1.66)	65 (1.81)

Tabla2. unidad logarítmica para cada puntaje de sensibilidad de contraste (Log SC)

La última rejilla detectada para cada frecuencia espacial es graficada en una curva de sensibilidad de contraste[50]. Esta gráfica representa la forma como la sensibilidad de contraste cambia en función de la frecuencia espacial y se denomina Función de Sensibilidad de Contraste[45]. En la Imágen 19 se observa una curva de Sensibilidad de Contraste. En el eje **X** se encuentran las frecuencias espaciales evaluadas y en el eje **Y** el nivel de contraste que el paciente pudo identificar en la rejilla para cada frecuencia espacial. La gráfica contiene un sector sombreado que establece un rango de normalidad dentro del cual deberían permanecer los datos del paciente, de lo contrario se puede concluir que existen alteraciones en su sensibilidad de contraste.



Imágen19. Curva de sensibilidad de contraste

4.4.2. Medición Visual Objetiva

Aberraciones y frente de onda

Hasta hace poco, el término de “procedimientos refractivos” se usaba únicamente para correcciones esfero cilíndricas. Ahora se conoce que las imperfecciones ópticas diferentes a los errores refractivos esfero cilíndricos, y que influyen notablemente en la función visual, pueden ser medidos con los sensores de frente de onda en la práctica clínica para describir la calidad de las imágenes retinianas en términos más precisos[29].

La mayoría de los LIOs que se fabrican hoy en día tienen mejor calidad óptica que un cristalino sano[30,31,32,33]. Sin embargo, insertando LIOs de mejor calidad óptica no significa que el ojo humano tendrá un mejor funcionamiento de sus capacidades visuales. Esta discrepancia puede ser explicada por el hecho de que en los laboratorios, la calidad óptica del LIO es probada como una unidad independiente, mientras que la calidad óptica del ojo es principalmente gobernada por la córnea y el LIO. Artal et al[34,35] han demostrado que las aberraciones en córneas jóvenes pueden ser parcialmente compensadas por las aberraciones del cristalino, resultando en un ojo que generalmente tiene mejor calidad óptica, en comparación con los dos componentes independientes. Por esta razón, al insertar un LIO ópticamente perfecto en el ojo, no se producirá un sistema óptico perfecto, ausente de aberraciones. El LIO ideal debe contener aberraciones que sean igual en magnitud y opuestos en signos a aquellos inherentes de una córnea humana. Otra posible causa para que un LIO implantado en el ojo tenga un desempeño óptico subnormal, es debido al descentramiento del LIO y posibles cambios inducidos en la forma de la córnea secundarios a la incisión quirúrgica.

La tecnología de frente de onda fue originalmente desarrollada para el mejoramiento de las imágenes estelares en el campo de la astronomia óptica, sin embargo, no fue hasta el año 1982 cuando Joseff Bille, Ph. D., profesor y físico de

la Universidad de Heidelberg en Alemania, registró la primera patente acerca de las aplicaciones de esta tecnología en el campo de las ciencias visuales, la cual le fue otorgada en 1986 por el gobierno alemán[36].

Al analizar el principio básico de la aplicación de los frentes de onda en la óptica ocular, podemos observar que en un ojo artificial perfecto, libre de cualquier tipo de aberración óptica, los haces paralelos del objeto-imagen que vienen del infinito se refractan, llegando a un mismo lugar interno de enfoque que seria el equivalente a la macula en un ojo biológico. Si de alguna manera pudiéramos analizar este frente de onda de salida del mismo sistema óptico, nos daríamos cuenta que este frente de onda no ha sufrido ninguna distorsión y que, por lo tanto, los haces de salida conservan el paralelismo con el que entraron, sin sufrir cambio alguno. Cuando analizamos un sistema óptico en el que hay aberraciones, como pudiera ser un ojo con algún tipo de defecto refractivo, encontramos que los haces de luz salientes pierden su paralelismo y algunos de ellos se adelantan o se atrasan con respecto al plano de referencia. Es lo que denominamos deformidad en el frente de onda, o etimológicamente, aberración óptica. Estas deformidades en el frente de onda pueden ser tan complejas como aberrado sea el sistema que las posee[37].

La Optical Society of America (OSA) recomendó, en los inicios de la interpretación de los mapas de frentes de onda, la adopción de la expansión de polinomios de Zernike como el método estándar para describir el error en el frente de onda de un sistema óptico. Los polinomios de Zernike son considerados como los bloques o funciones básicos de descripción o construcción de cualquier frente de onda, por complejo que éste sea. Cada una de estas funciones básicas es el producto de otras dos funciones, una de las cuales depende tan solo del radio y la otra del meridiano, lo cual confiere a los polinomios la característica de mutua ortogonalidad, es decir, independencia matemática. Otra característica conveniente de estos polinomios es que, a excepción del primer término, todos tienen una media de cero y están escalonados para tener una varianza

correspondiente a la unidad. Esto coloca a todos los términos en una base común de tal forma que sus magnitudes relativas pueden ser comparadas con gran facilidad [38]. Las funciones básicas de Zernike o polinomios –como se conocen frecuentemente– están ordenadas sistemáticamente en una tabla periódica con la forma de una pirámide. Cada fila de la pirámide corresponde a un orden dado del componente polinomial de la función, y cada columna a una frecuencia meridional diferente; por convención, los armónicos en fase de coseno corresponden a frecuencias positivas y los de fase de seno a frecuencias negativas. Existe también una forma más sencilla de ubicar cada una de estas funciones polinomiales en la pirámide: dándole un número ordinal simple o una denominación doble, con subíndice y superíndice, que indican la posición exacta en la pirámide. Es importante conocer que, dependiendo de la posición de la aberración en la pirámide, ésta tiende a deteriorar más o menos la calidad de la imagen analizada: entre más arriba de la pirámide y más central al eje esté ubicada una aberración, tendrá mayor impacto en la calidad de visión del paciente. Como ejemplo podemos decir entonces que un pentafoil de la misma magnitud de una coma, nunca distorsionará de igual forma la calidad de la visión del sistema analizado. La pirámide de polinomios contempla 6 órdenes diferentes, iniciando con el cero, y se puede considerar dividida en 3 grupos principales: las aberraciones constantes, las de bajo orden y las de alto orden [38].

Las aberraciones constantes son los órdenes cero y uno de la pirámide. Contienen 3 aberraciones que se consideran constantes en todos los sistemas ópticos: el pistón, la inclinación horizontal (Tilt) y la inclinación vertical (Tip). La primera, el pistón, puede considerarse en su forma más simple como el movimiento del plano focal interno del sistema óptico del aberrómetro por conjugarse con el plano retiniano para captar la imagen percibida. Si tenemos en cuenta, además, que nuestro complejo óptico es un sistema simétricamente asimétrico, la inclinación horizontal y vertical también son aberraciones constantes. Las aberraciones de bajo orden también conocidas como aberraciones de segundo orden, son aquellas

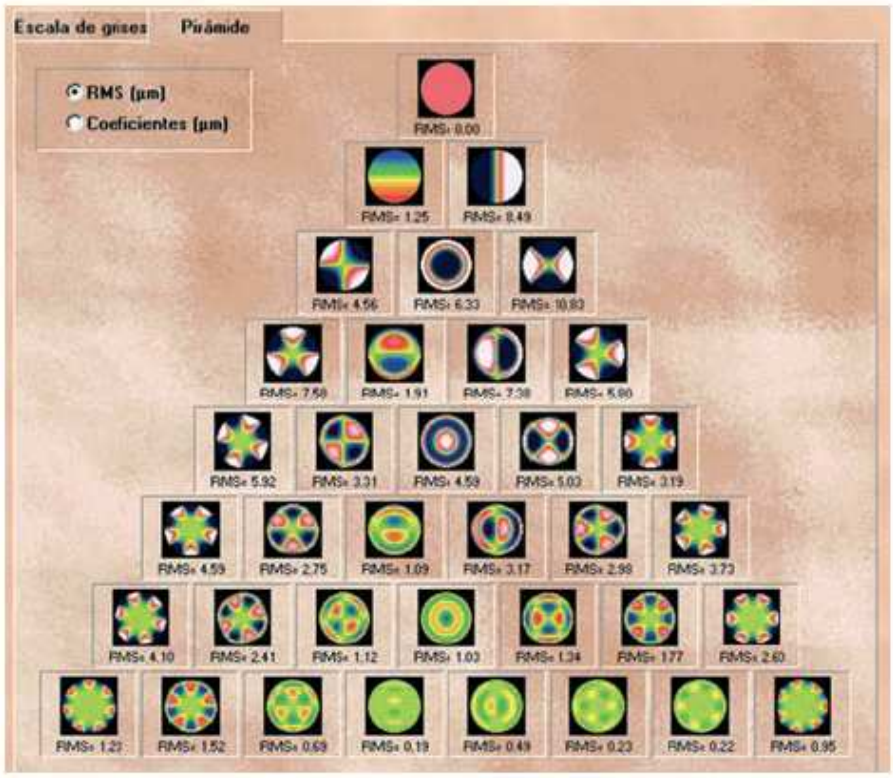
que conocemos en nuestra realidad diagnostica y terapéutica diaria. Son tres expresiones las que ocupan este segundo orden: dos componentes del astigmatismo y un componente del defocus o desenfoque esférico. Éstas son las aberraciones que estamos acostumbrados a medir, corregir y tratar con gafas, lentes de contacto o cirugía refractiva convencional. El astigmatismo tiene dos expresiones para la frecuencia angular de seno y de coseno, que al sumarlas sirven para determinar su magnitud y su eje de la siguiente manera: de la sumatoria de la primera expresión más la segunda, obtenemos la magnitud del astigmatismo como lo conocemos; y del porcentaje de uno con respecto al otro se determina el eje del mismo. Respecto al defocus o desenfoque esférico cabe mencionar que representa, aberrométricamente, el error de los rayos centrales de un frente de onda con respecto a los periféricos y éste, a su vez, puede ser positivo o negativo (si estamos ante un error miópico o hipermetrópico)[39].

Las aberraciones de alto orden las encontramos a partir del tercer orden y para efectos prácticos del análisis óptico humano sólo se considera importante hasta el sexto orden e, incluso, algunos investigadores afirman que el análisis de las expresiones sólo hasta el cuarto orden es suficiente. Constituyen la parte del espectro óptico que no estamos acostumbrados a medir ni a tratar, pero que ahora con la tecnología de frentes de onda intentamos medir y corregir para llevar a limites antes no pensados la calidad de visión de nuestros pacientes. Porcentualmente, se considera que las aberraciones de bajo orden contribuyen con el 80 o el 85% del deterioro de la calidad visual, y que las aberraciones de alto orden constituyen tan solo el 15% del error total. A pesar de la importante diferencia entre estas magnitudes, las aberraciones de alto orden son las que limitan la visión de un ojo sano a menos de la capacidad retiniana y no son susceptibles de corrección con métodos convencionales. El **Trefoil**, conocido por algunos como astigmatismo triangular, es la primera de estas aberraciones. Bidimensionalmente representa la alternancia adelante – atrás de tres puntos fijos que determinan un encurvamiento del plano a expensas de la periferia. Su imagen

tridimensional representa un frente de onda que avanza, se retrasa y alterna en 3 oportunidades a expensas de la periferia. El **Coma** es considerado como una de las aberraciones más temibles, dentro del espectro de las aberraciones de alto orden, debido al importante deterioro de la calidad visual que su hallazgo representa, cuando es inducida por un procedimiento terapéutico. El coma natural moderado, sin embargo, parece estar relacionado con buenas agudezas visuales, como ha sido demostrado en los pilotos de aviación en quienes se encontró que ésta era la aberración más frecuente [40]. En toda su expresión, el coma es el descentramiento de los elementos que constituyen un sistema óptico. Esta aberración se encuentra con frecuencia en pacientes con patologías asimétricas como el queratocono, con tratamientos refractivos descentrados o lentes intraoculares inclinados o fuera de posición.

Bidimensionalmente, el coma muestra desde la periferia hacia el centro un frente de onda escindido que alterna de forma horizontal o vertical (dependiendo del tipo de coma), en planos que avanzan o se retrazan de manera abrupta. En su representación tridimensional, este frente de onda evidencia un quebramiento brusco con ondulaciones profundas que se alternan adelante – atrás desde el centro hasta la periferia. El **Tetrafoil**, o astigmatismo cuadrático, se encuentra situado en el cuarto orden; es la aberración que representa la simetría de cuatro puntos fijos a expensas de la periferia y que en su forma bidimensional y tridimensional representa un frente de onda que avanza y se retrasa en 4 oportunidades en la periferia del área analizada. El tetrafoil también tiene dos expresiones para la frecuencia angular de seno y de coseno. La **Aberración Esférica** está situada en el cuarto orden radial de la pirámide con frecuencia angular cero. La aberración esférica es una aberración simétrica y se define como la distancia focal entre los puntos del centro y la periferia de un frente de onda; si el centro y la periferia de un sistema se vuelven más curvos la aberración esférica se hace mayor. El análisis bidimensional nos muestra una imagen con colores

fríos en la periferia que se va incrementando progresivamente hacia el centro; su forma tridimensional clásica la describe en forma de sombrero mexicano[41].



Imágen 20. Pirámide de Thibos

La Función de Modulación de Transferencia (MTF)

Es la medida de pérdida de contraste cuando la imagen es procesada por el sistema visual. También se define como la relación entre el contraste de la imagen con respecto al contraste del objeto medido con barras o rejillas sinusoidales de diversas frecuencias espaciales[46]. La reducción en la amplitud de la onda es la que ocasiona la reducción en el contraste. (Ver Imágen 18) El eje X en la curva de MTF representa ondas sinusoidales con diferentes frecuencias espaciales. El eje Y es la modulación transferida por la óptica del ojo y corresponde a la tasa de contraste de la imagen en la retina, comparado con el patrón original[44]. (Ver Imágen 21) Por ser una tasa, el resultado es un rango entre 1.0 y 0, siendo 1.0 la máxima MTF, es decir, la mayor similitud entre el contraste del objeto y de la imagen. Entre mayor emborronamiento por la óptica del ojo, más se aleja la transferencia de modulación de 1.0 y se acerca a 0. En otras palabras: la MTF cuantifica la capacidad del sistema óptico para crear una imagen nítida y fiel en la retina[30,32,34,36,51,52,53]. Los sistemas ópticos tienen mejor sensibilidad de contraste para frecuencias espaciales menores. Se considera que el ojo es un filtro en el cual se pierde contraste al aumentar la frecuencia espacial[31,34]. El MTF a frecuencias espaciales bajas revela qué tan bien el ojo ve objetos grandes, mientras que la respuesta a frecuencias altas nos informa sobre la visión de detalles finos, más cerca de los límites de la visión[44]. Sólo para un campo uniforme, es decir, con una frecuencia espacial de 0, el contraste transferido al plano de la imagen es 100% eficiente (MTF=1.0). Esta eficiencia es independiente del tamaño pupilar. Para todas las demás frecuencias espaciales, el MTF es menor de 1.0 y es dependiente del tamaño pupilar. Entre menor tamaño pupilar, mejor tasa de MTF debido a la menor influencia de las aberraciones en el procesamiento de la imagen y, por lo tanto, un mejor desempeño óptico. Una pupila entre 2.0 y 2.8mm da una MTF máxima para frecuencias espaciales altas[46].

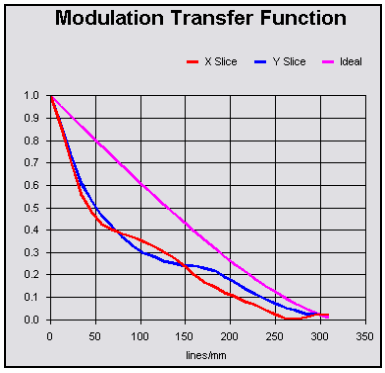


Imagen 21. Curva de MTF. En el eje **X** se muestran las frecuencias espaciales y en el eje **Y** la tasa de contraste. La línea color lila representa el MTF ideal, la línea color rojo muestra el MTF en el plano horizontal de la retina y la línea azul grafica el MTF en el plano vertical de la retina.

Función de Transferencia de Fase (PTF)

Además del cambio en el contraste de la imagen, la rejilla sinusoidal también sufre un cambio en su fase, esto es, cambia la localización de la imagen de la rejilla, con respecto a la localización del objeto. Lo que ocurre en términos de ondas es un desplazamiento lateral en la fase de la onda, que hace que el objeto sea visto pero en una localización diferente. En estos casos, generalmente, el individuo ve los bordes de los objetos borrosos o presenta alteraciones en la lectura. La medida del cambio en la fase de la rejilla sinusoidal se denomina Función de Transferencia de Fase (Phase Transfer Function-PTF), y es un parámetro que captura el desplazamiento prismático inducido por las imperfecciones ópticas[47].

Función de Dispersión de un Punto (PSF)

Esta medida se basa en el principio de calcular la distorsión que sufre un objeto luminoso con la forma de un punto cuando es observado a través de un sistema óptico aberrado. Un PSF de buena calidad se caracteriza por un alto contraste y una forma compacta bien definida, mientras que un PSF de baja calidad tiene una forma dispersa y con bajo contraste debido al emborronamiento que sufre la imagen cuando es observada a través de una óptica imperfecta. La cuantificación del PSF es muy importante, ya que todos los objetos se pueden considerar como un sinnúmero de puntos organizados para dar forma a una figura determinada. Así, la imagen retiniana de un objeto es la suma lineal de todos los PSF de los puntos individuales que la conforman y, por esto, el PSF se puede usar como cuantificador de la calidad óptica de un ojo para cualquier imagen.

De la medida de Función de Dispersión de un Punto (PSF) se derivan también otros dos cálculos importantes: la proporción de Strehl y la convolución de imágenes. La proporción de Strehl (Strehl Ratio) es el cociente entre el máximo de intensidad del PSF del ojo en estudio y la PSF de un ojo perfecto. Este ojo perfecto también se conoce como el ojo de Indiana, y es un arreglo óptico diseñado en la Universidad de Indiana, utilizado en estudios experimentales; se caracteriza por no poseer ningún tipo de aberraciones, teniendo como única limitante de su calidad óptica, el tamaño de la pupila o diafragma. El radio de Strehl ideal es igual a 1, pero debido a que no existen sistemas ópticos humanos perfectos, este valor nunca llega a la unidad. El cálculo de convolución es la aplicación matemática de la dispersión que sufre el PSF a través de un sistema aberrado a una forma conocida de imagen; esto es: si conocemos la distorsión de la calidad óptica para un punto de luz, y el punto es la unidad básica de construcción de imágenes, cuando multiplicamos esta única distorsión por cada uno de los múltiples puntos que conforman una imagen, obtenemos de manera

objetiva la forma en la que las aberraciones del paciente distorsionan la imagen de un objeto visto o, dicho en otras palabras, obtenemos una representación grafica de como ve el paciente[54]. Lamentablemente no fue posible calcular el radio de Strhel en los pacientes de este estudio, ya que ese dato no esta disponible en el aberrometro WASCA utilizado en este trabajo.

El RMS (Root Mean Square) es un término que pudiera considerarse complicado en su definición, sin embargo es tan solo la cuantificación matemática de un error. Representa la sumatoria del cuadrado de cada uno de los términos polinomiales que se está estudiando y la expresión en raíz cuadrada de esta sumatoria. Su valor es absoluto y se considera que el RMS es la representación numérica de la cantidad de error de un frente de onda ideal con respecto al del paciente. El RMS de un sistema óptico ideal es cero, pero este sistema ideal no existe. El RMS se considera una medida objetiva de cuantificación de la calidad visual a nivel del plano pupilar[55].

5. DISEÑO METODOLOGICO

5.1. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico de los datos fue realizado con el programa SPSS/10.1 para Windows (Microsoft). Los resultados fueron expresados en sus promedios con sus respectivas desviaciones estándar (DS). El método t student pareado fue utilizado para comparar los resultados de RMS, aberraciones, sensibilidad de contraste y calidad visual entre los pacientes usuarios de AcrySof ReSTOR esférico y asférico. Un valor de p menor a 0.05 fue considerado estadísticamente significativo.

El método de Kruskal Wallis fue utilizado para analizar más de dos variables al comparar RMS, aberraciones, sensibilidad de contraste y calidad visual de los LIO AcrySof ReSTOR de acuerdo a su posición supero nasal (SN), infero nasal (IN), supero temporal (ST) e infero temporal (IT) en el área pupilar. Un valor de p menor a 0.05 fue considerado estadísticamente significativo.

5.2. TIPO DE ESTUDIO

Estudio prospectivo descriptivo, que compara los resultados visuales objetivos y subjetivos en pacientes con implante bilateral de AcrySof ReSTOR esférico vs AcrySof ReSTOR asférico, en el Centro Oftalmológico Virgilio Galvis en un lapso de 15 meses, comprendidos entre enero 2007 y marzo 2008.

5.3. UNIVERSO Y MUESTRA

Durante la realización del estudio, fueron recolectados 108 pacientes operados de catarata y con implante de LIO AcrySof ReSTOR esférico y asférico, desde enero 2007 hasta marzo 2008, atendidos en el Centro Oftalmológico Virgilio Galvis – Centro Médico Carlos Ardila Lulle, Bucaramanga-Colombia. Sin embargo, solo 50 historias clínicas cumplían con todos los requisitos necesarios para ser incorporados a este trabajo.

Los pacientes incluidos en el estudio debían tener implante bilateral del mismo tipo de LIO AcrySof ReSTOR esférico o asférico, agudeza visual post operatoria sin corrección igual o mejor a 20/30 para visión lejana (VL) y visión próxima (VP), refracción post operatoria igual o mejor a 0.75D de esfera y/o cilindro para visión lejana y próxima. Fueron excluidos pacientes con cualquier tipo de patología ocular (diferente a catarata) como uveítis crónica, opacidad capsular anterior o posterior, pupilas discóricas o descentradas, glaucoma, diabetes mellitus, DMRE (Degeneración Macular relacionada con la Edad), miopías malignas y cirugías previas de segmento anterior o posterior. También se excluyeron complicaciones intraoperatorias o postoperatorias como diálisis zonular, pérdida de la integridad capsular o desgarro de la cápsula posterior. Las medidas fueron tomadas en ambos ojos, al menos un mes después de haber operado el último ojo, cuando ya tuvieran estabilidad refractiva con el LIO implantado.

5.4. DESCRIPCIÓN DEL PROCESO

En total, se analizaron 35 pacientes con implante bilateral de AcrySof ReSTOR esférico multifocal (SN60D3) y 15 pacientes con implante bilateral de AcrySof ReSTOR asférico multifocal (SN6AD3), post operados de cirugía de catarata, en edades comprendidas entre 45 y 75 años de edad. Todas las cirugías fueron llevadas a cabo por el mismo cirujano (VGR), quien realizó una técnica de facoemulsificación estandarizada. Previa desinfección con Iodopovidona al 0.5%, se aplica anestesia tópica con gotas de proximetacaína al 0.5% y L-bupivacaína (Bupinest) al 0.75%. Se inicia la cirugía con la realización de paracentesis con cuchillete de diamante de 15°, viscoelástico VISCOAT® y construcción de un túnel por córnea clara con cuchillete diamante de 2.75mm, posteriormente una capsulorrexis circular contínua de 5mm con pinza Utrata, hidrodisección con solución salina balanceada, facofractura bimanual de la catarata dentro la bolsa capsular, aspiración/irrigación automatizada de los remanentes corticales, llenado del saco capsular con material viscoelástico e inserción del LIO en la bolsa capsular con inyector Monarch II de la casa Alcon. Las hápticas del LIO siempre se posicionan en hora 3 y 9 del reloj. En ningún caso se suturó el tunel corneal. La terapia post operatoria consiste en una gota de quinolona de cuarta generación (Vigamox ®) en córnea y saco conjuntival inmediatamente después de la cirugía, y tratamiento domiciliario con quinolona de cuarta generación (Vigamox ®) y prednisolona al 1% (Pred F ®) cuatro veces al día por 15 días. Se utilizan las puntas y el software del equipo peristáltico Infiniti Vision System de la casa Alcon, para todas las facoemulsificaciones.

Al menos un mes después del implante AcrySof ReSTOR en el segundo ojo, a cada uno de los pacientes se les realizó toma de agudeza visual sin corrección (AVSC) y con corrección (AVCC), usando la cartilla de Snellen para VL y cartilla de Rosenbaum a 35 cm para VP, biomicroscopia y tonometía de aplanación bajo

lámpara de hendidura, examen del fondo de ojo, sensibilidad de contraste (en condiciones fotópicas y mesópicas, con y sin deslumbramiento), análisis de frente de onda en pupilas dilatadas con al menos 6 mm de diámetro y fotografía del área pupilar con el topógrafo Galilei. Se les explicó a todos los pacientes el motivo de los exámenes y se les pidió que contestaran una encuesta subjetiva de satisfacción visual creada por los autores, después del implante bilateral del LIO ReSTOR (Anexo 1).

El equipo utilizado para medir la sensibilidad de contraste de nuestros pacientes fue el OPTEC® 6500, fabricado por Stereo Optical Co., Inc. Chicago - IL, capaz de medir la calidad visual monocular bajo condiciones fotópicas de luz a 85cd/m2, y en condiciones mesópicas a 3.0cd/m2, con y sin deslumbramiento. Además mide las frecuencias espaciales de 1.5, 3, 6, 12 y 18 ciclos/grado de acuerdo al Functional Acuity Contrast Test (FACT), diseñado por el Dr. Arthur Ginsburg. Otras funciones del OPTEC® 6500 permiten medir la agudeza visual para lejos y cerca con cartilla ETDRS, estereopsis y visión de colores.

Las aberraciones totales y de alto orden (HOA) fueron medidas con el analizador de frente de onda WASCA de la casa Carl Zeiss Meditec, que funciona en base al principio de Hartman-Shack, donde un haz de láser diodo (450 a 700nm de longitud) incide sobre el ojo y genera una fuente luminosa puntiforme en la retina durante 250ms. El frente de onda que parte de la retina, una vez concluida su trayectoria a través del ojo, rebota hacia fuera, donde un arreglo de microlentes montados en una matriz de chips son capaces de refractar miles de haces de luz, que son enviados a un sensor de baja luminosidad tipo CCD (Charge Coupled Device) provisto de 1452 puntos de medición total, el cual capta la distorsión y el desplazamiento de los centroides del aberrómetro; el procesador del computador es capaz de cuantificar estas distorsiones y graficar mapas a partir de la información, basado en el principio de polinomios de Zernike. Este tipo de

aberrómetro es el más común en el mercado actual, considerado como una máquina capaz de efectuar tomas de alta resolución con una excelente reproducibilidad.

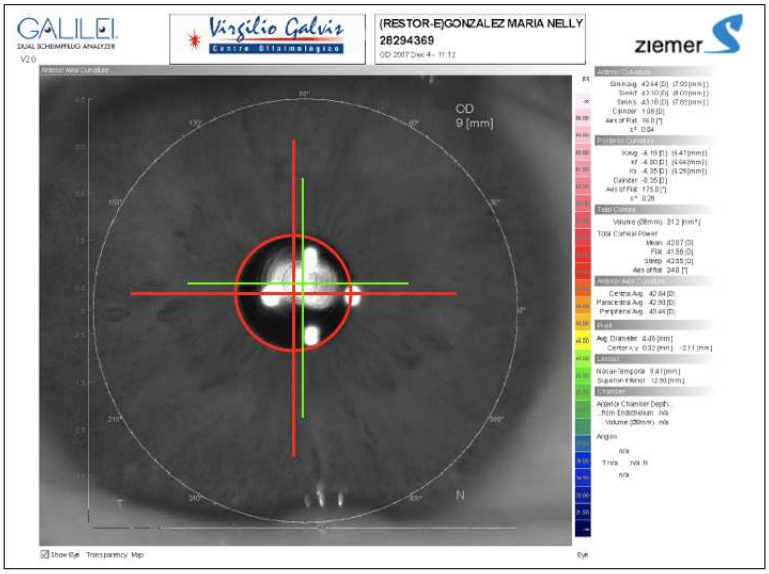
El aberrometro WASCA es capaz de definir y calcular aberraciones en términos polinomiales de Zernike hasta el 4to orden. Las aberraciones de 3er (Z_3^1, Z_3^{-1}, Z_3^3, Z_3^{-3}) y 4to (Z_4^0, Z_4^2, Z_4^{-2}, Z_4^4) orden fueron expresados en coeficientes de Zernike y fueron medidos en micrones. El total de error de frente de onda de bajo y alto orden (desde el 2º al 4to orden) fue representado como el promedio de la raíz cuadrática o RMS total en micrones. Conociendo que el RMS total es la cuantificación numérica del error en el frente de onda comparado con un frente de onda perfecto, mientras menor sea el número de RMS total que se registre en la lectura, mejor será la calidad del sistema óptico analizado. De forma similar se registra el RMS de alto orden, el cual corresponde al error aberrométrico aportado solo por las aberraciones de alto orden (desde el 3º al 4to orden). Muchos investigadores consideran que el valor de corte de este RMS de alto orden es 0.4µ y que valores superiores a 0.5µ pueden ser clínicamente significativos[57].

Es importante saber que algunos límites de diferencia refractivo son permitidos entre la medida aberrométrica aportada por el WASCA y el subjetivo del paciente. En nuestro trabajo, aceptamos diferencias en la esfera positiva de hasta +0.75D, en la esfera negativa -0.50, en la magnitud del cilindro -0.50 y en el eje del mismo hasta 15 grados[58], diferencias mayores a estos valores en la toma de exámenes sucesivos, era motivo de exclusión del paciente para este estudio.

Las medidas de aberraciones en nuestro estudio, fueron tomadas bajo condiciones mesópicas de luz, después de dilatar las pupilas con tropicamida al 1%, hasta alcanzar 6mm de diámetro pupilar con la finalidad de obtener datos

comparables en el análisis. Para cada paciente se calculó el RMS total, RMS de alto orden y las aberraciones simples de bajo y alto orden.

El descentramiento de los LIO AcrySof ReSTOR fue medido sobre las imágenes tomadas con el topógrafo Galilei ^{TM} Dual Scheimpflug Analyzer, de la casa Ziemer, Suiza. En dicho equipo es posible entrar al módulo de *Top View* y fotografiar la imágen del segmento anterior, visualizando adecuadamente los anillos concéntricos del LIO AcrySof Restor dentro del área pupilar. Sobre la imágen del segmento anterior se posicionó una plantilla cuadriculada con círculos concéntricos (fabricada por los autores), que permitía detectar el centro pupilar, y a partir de allí el centro de cada LIO AcrySof ReSTOR. Con estos dos valores se calculaba el descentramiento de los LIOs hacia el cuadrante supero nasal (SN), infero nasal (IN), supero temporal (ST) ó infero temporal (IT), de acuerdo al centro pupilar en cada caso.



Imágen 22. Foto del segmento anterior obtenida con el Galilei, ojo derecho. Descentramiento superonasal del LIO AcrySof ReSTOR con respecto al centro pupilar. En rojo el centro pupilar y en verde el centro del LIO.

6. RESULTADOS

Se estudiaron 100 ojos de 50 pacientes. El grupo de pacientes con implante bilateral de Acrysof ReSTOR esférico estaba formado por 14 hombres y 21 mujeres, con una edad promedio de 62.36 años +/- 5.64 (DE). En el grupo de pacientes con implante bilateral de Acrysof ReSTOR asférico se encontraron 6 hombres y 9 mujeres, con edad promedio de 60.16 +/- 6.48 (DE). El rango de poder de los LIO oscilaba entre 16.5 y 28 dioptrías. No hubo complicaciones post quirúrgicas en ningún caso. Después de la cirugía todas las pupilas fueron redondas, sin evidencia de trauma iridiano y con buena respuesta a la luz. Todos los pacientes manifestaron sentirse satisfechos con el resultado de la cirugía en ambos ojo

Tabla 3. Características de los pacientes estudiados

Características	**Prom y DE**	**Rango**
esfera	0,37D±0,22DE	+075 –0,75D
cilindro	0,58D±0,12DE	0 – 0,75D
Edad	61,26años±6.0DE	45 -75 años
sexo	30♀	
Poder LIO	22,67D±3,89DE	16,50 – 28,00 D
Seguimiento	64días±11 DE	42 – 110 días
Total estudiado	50 pacientes	
ReSTOR esférico bilateral	35 pacientes	
ReSTOR asférico bilateral	15 pacientes	

Promedio ± Desviación Estandar DE, D dioptrías

La tabla 4 muestra el promedio de parámetros aberrométricos para pacientes con implante bilateral de LIO Acrysof ReSTOR esférico vs aquellos con LIO Acrysof ReSTOR asférico, y sus respectivos valores de desviación estándar (DE). La diferencia de RMS para aberraciones de alto orden (HOA), con diámetro pupilar de 6mm fue significativo, obteniendo valores de 0.25 ± 0.11µm en pacientes con

ReSTOR esférico y 0.11 ± 0.09µm en pacientes con ReSTOR asférico ($p<0.05$). La aberración coma en eje *x* de tercer orden Z_3^{-1}, no presento diferencia significativa con 0.13 ±0.09µm en pacientes con ReSTOR esférico y 0.15 ± 0.10µm en aquellos con ReSTOR asférico ($p>0.05$). Hubo diferencia significativa en los valores de aberración esférica Z_4^0 entre pacientes con ReSTOR esférico 0.14 ± 0.07µm y pacientes con ReSTOR asférico 0.03 ± 0.04µm ($p<0.05$). No se encontraron diferencias significativas al comparar RMS total, aberraciones de primer orden tipo Tilt (Z_1^1, Z_1^{-1}), de segundo orden tipo defocus (Z_2^0) y astigmatismo (Z_2^2, Z_2^{-2}), tampoco de tercer orden tipo coma en eje *y* (Z_3^1) y trefoil (Z_3^{-3}, Z_3^3), ni de cuarto orden tipo tetrafoil(Z_4^4, Z_4^{-4}) y tetrafoil astigmático(Z_4^2, Z_4^{-2}); obteniendo en cada una de ellas una $p>0.05$.

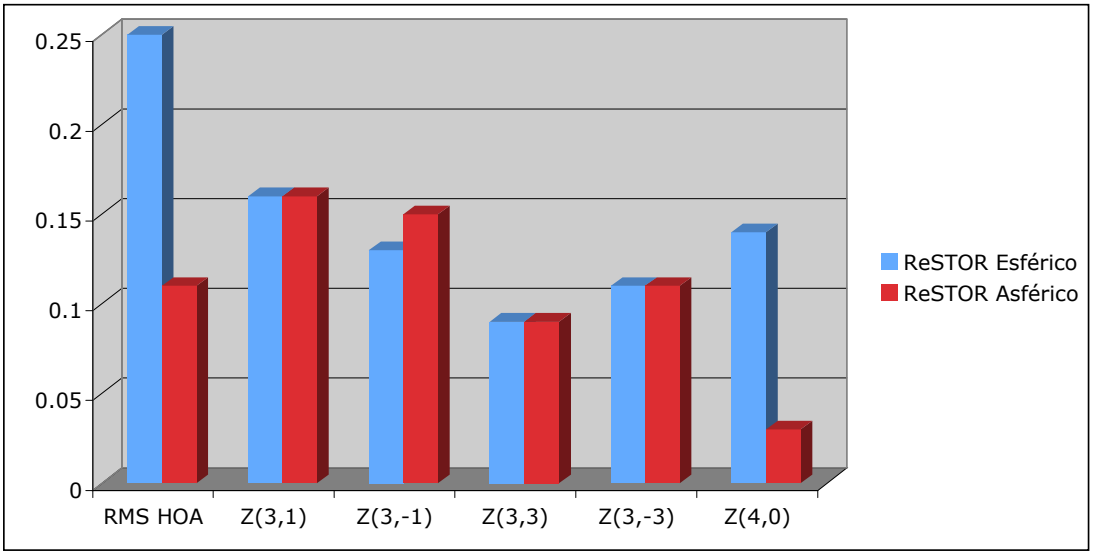
Tabla4. Parámetros Aberrométricos del LIO multifocal ReSTOR esférico vs ReSTOR asférico

VARIABLES	Diámetro pupilar	ReSTOR Esférico (n = 70 ojos)	ReSTOR Asférico (n= 30 ojos)	Valor p
RMS HOA	6 mm	0.25 ± 0.11	0.11 ± 0.09	.018*
Z_3^1 coma eje y	6 mm	0.16 ± 0.09	0.16 ± 0.17	NS
Z_3^{-1} coma eje x	6 mm	0.13 ± 0.09	0.15 ± 0.10	NS
Z_3^3 trefoil coseno	6 mm	0.09 ± 0.06	0.09 ± 0.15	NS
Z_3^{-3} trefoil seno	6 mm	0.11 ± 0.04	0.11 ± 0.07	NS
Z_4^0 aberración esf	6 mm	0.14 ± 0.07	0.03 ± 0.04	.008*

Promedio ± Desviación Estándar DE, HOA aberraciones de alto orden, *estadísticamente significativo, NS no significativo, OSA Optical Society of America

En la Gráfica 1 se representan las diferencias aberrométricas entre el LIO ReSTOR esférico vs ReSTOR asférico, pudiendo notar mayores diferencias en el RMS de alto orden y la aberración esférica Z(4,0)

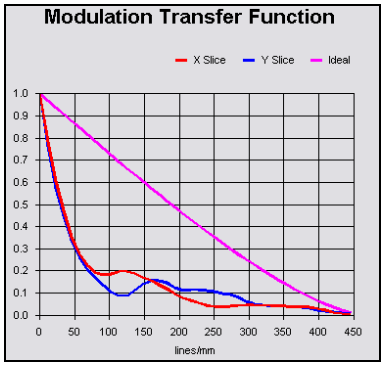
Gráfica1. Parámetros Aberrométricos del LIO multifocal ReSTOR esférico vs ReSTOR asférico



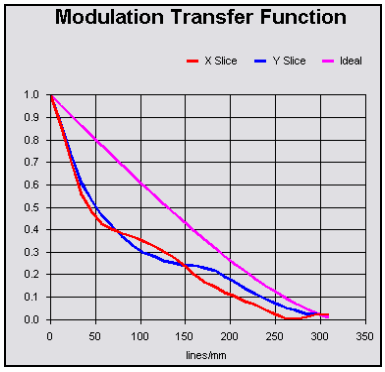
RMS HOA para aberraciones de alto orden, Z(3,1) coma en y, Z(3,-1) coma en x, Z (3,3) trefoil, Z(3,-3) trefoil, Z(4,0) aberración esférica

En la tabla 5 podemos observar gráficamente diferencias de MTF, sobre todo en frecuencias espaciales de 50 y 100 cpg, entre cuatro pacientes tomados al azar con implante bilateral de AcrySof ReSTOR estándar vs cuatro pacientes tomados al azar con AcrySof ReSTOR asférico, resultando franca mejoría del MTF en pacientes con ReSTOR asférico. Debido a que el aberrómetro WASCA no especifica numéricamente la tasa de contraste con respecto a la frecuencia espacial del MTF, decidimos comparar directamente las gráficas de algunos pacientes.

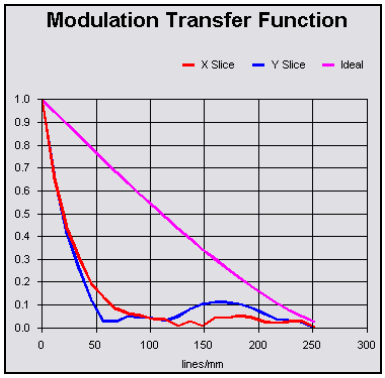
Tabla 5. Tabla comparativa de gráficas MTF entre pacientes usuarios de LIO Acrysof ReSTOR esférico vs AcrySof ReSTOR asférico.



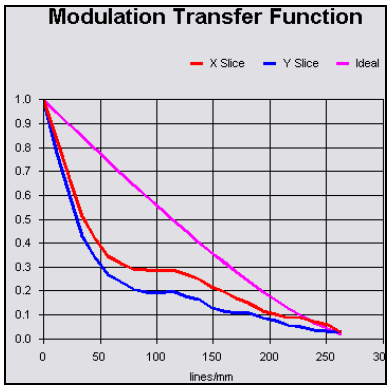
ReSTOR esférico. Paciente # 7



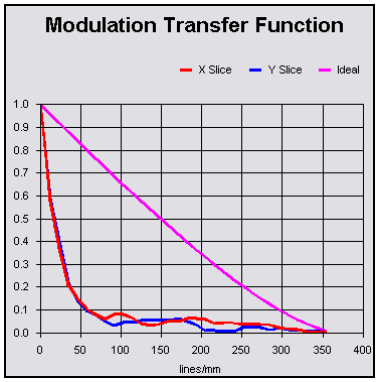
ReSTOR asférico. Paciente # 19



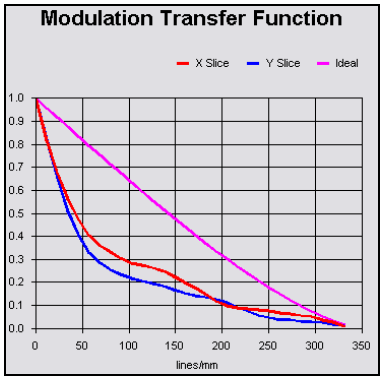
ReSTOR esférico. Paciente # 26



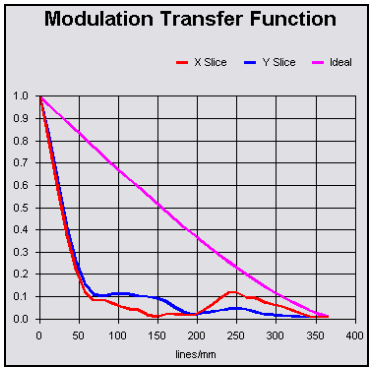
ReSTOR asférico. Paciente # 14



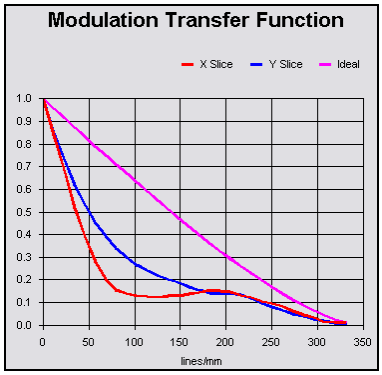
ReSTOR esférico. Paciente # 29



ReSTOR asférico. Paciente # 22



ReSTOR esférico. Paciente # 33



ReSTOR asférico. Paciente #43

En la tabla 6 se muestran los valores promedios de sensibilidad de contraste para cada frecuencia espacial en pacientes usuarios de ReSTOR esférico vs ReSTOR asférico. Pacientes con ReSTOR asférico mostró mejor sensibilidad de contraste que el grupo con ReSTOR esférico en condiciones mesópicas con deslumbramiento y sin deslumbramiento, a expensa de las frecuencias altas ($p<0.05$). Bajo condiciones fotópicas con deslumbramiento, el LIO ReSTOR asférico también mostró mejor sensibilidad de contraste en frecuencias espaciales altas de 12 y 18 cpg, y la diferencia fue estadísticamente significativa ($p<0.05$). No hubo diferencia significativa entre el LIO ReSTOR asférico y ReSTOR esférico al comparar sensibilidad de contraste en condiciones fotópicas sin deslumbramiento.

Tabla6. Valores promedio de Sensibilidad de Contraste para cada frecuencia espacial en pacientes con ReSTOR esférico vs ReSTOR asférico			
Mesópico sin deslumbramiento	ReSTOR esférico (n = 70 ojos)	ReSTOR asférico (n = 30 ojos)	Valor p
1.5 cpg	1.46± 0.23	1.44 ± 0.08	NS
3 cpg	1.74 ± 0.26	1.72 ± 0.25	NS
6 cpg	1.50 ± 0.34	1.69 ± 0.47	.023*
12 gpg	1.20 ± 0.17	1.38 ± 0.04	.017*
18 cpg	0.56 ± 0.24	0.92 ± 0.17	.008*
Mesópico con deslumbramiento			
1.5 cpg	1.38 ± 0.17	1.41 ± 0.14	NS
3 cpg	1.44 ± 0.26	1.64 ± 0.07	.017*
6 cpg	1.50 ± 0.16	1.68 ± 0.05	.036*
12 cpg	1.20 ± 0.23	1.39 ± 0.08	.017*
18 cpg	0.76 ± 0.26	0.92 ± 0.08	.023*
Fotópico sin deslumbramiento			
1.5 cpg	1.44 ± 0.23	1.42 ± 0.05	NS
3 cpg	1.58 ± 0.04	1.61 ± 0.05	NS
6 cpg	1.50 ± 0.14	1.52 ± 0.08	NS
12 cpg	1.19 ± 0.04	1.22 ± 0.05	NS
18 cpg	0.76 ± 0.06	0.79 ± 0.11	NS
Fotópico con deslumbramiento			
1.5 cpg	1.38 ± 0.04	1.40 ± 0.07	NS
3 cpg	1.48 ± 0.13	1.48 ± 0.08	NS
6 cpg	1.50 ± 0.06	1.53 ± 0.04	NS
12 cpg	1.00 ± 0.11	1.21 ± 0.05	.017*
18 cpg	0.52 ± 0.04	0.94 ± 0.08	.008*

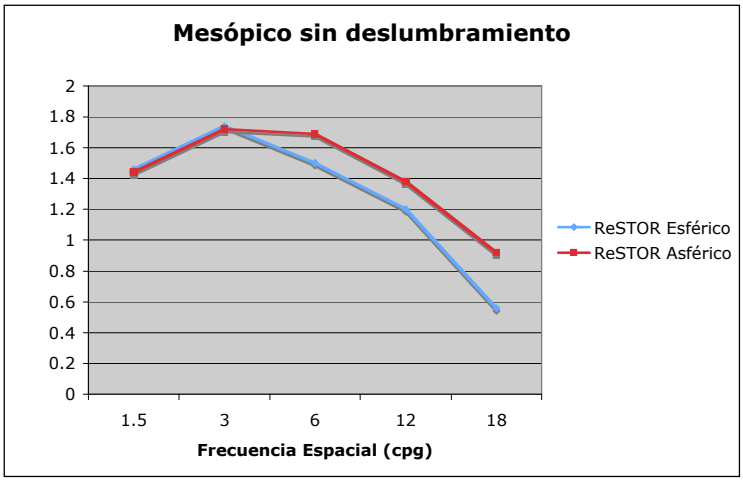
Valores expresados en unidades logarítmicas según puntaje de sensibilidad de contraste. cpg ciclos por grado, Promedio ± Desviación Estandar DE, *estadísticamente significativo, NS no significativo, n número

En las gráficas 2, 3, 4 y 5 se representa la sensibilidad de contraste obtenida con ambos LIOs ReSTOR, en diferentes condiciones mesópicas y fotópicas de luz, con y sin deslumbramiento. Se puede apreciar como se separan las líneas que representan a cada lente en las gráficas 2 y 3, demostrando franca diferencia de sensibilidad de contraste en condiciones mesópicas y por lo tanto superioridad del LIO ReSTOR asférico con respecto al LIO ReSTOR esférico. En la gráfica 5 que

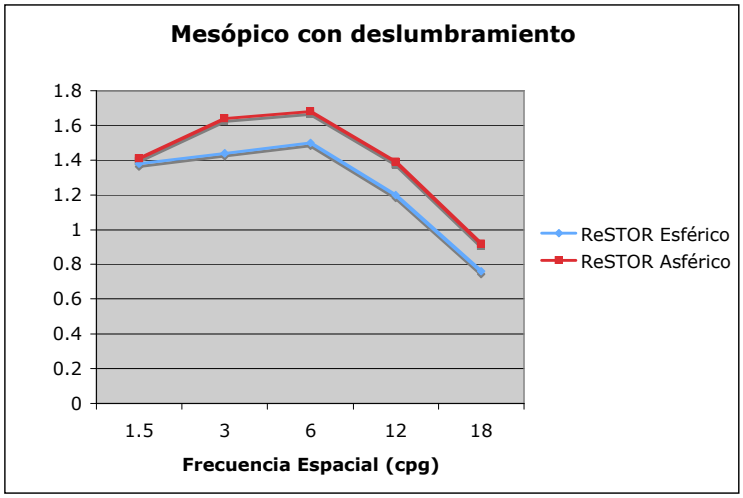
representa condiciones fotópicas con deslumbramiento, solo hay superioridad del LIO ReSTOR asférico en frecuencias altas.

Gráficas 2, 3, 4, 5. Valores promedio de Sensibilidad de Contraste para cada frecuencia espacial en pacientes con ReSTOR esférico vs ReSTOR asférico.

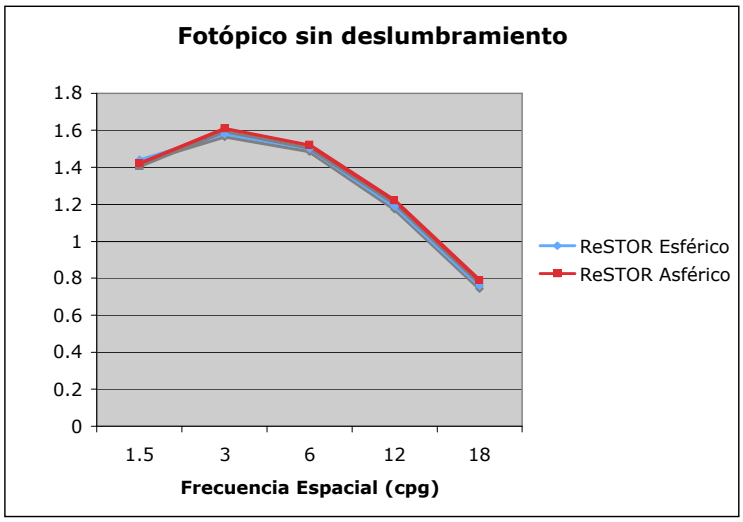
Gráfica 2



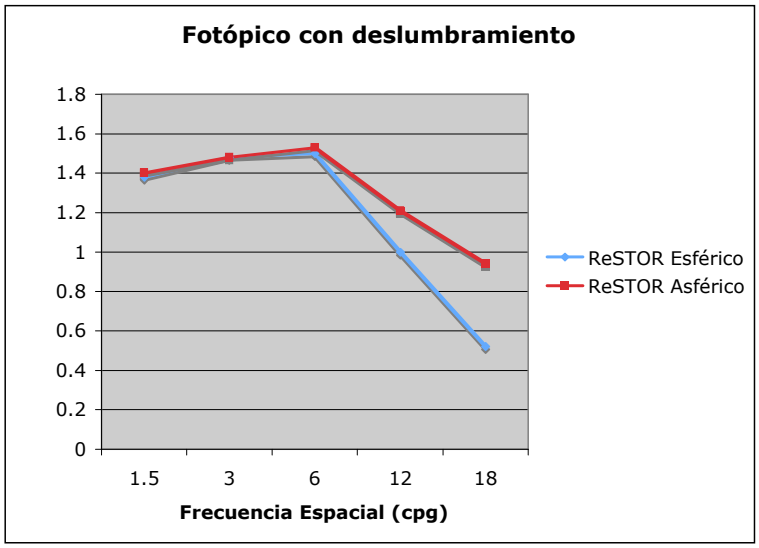
Gráfica3



Gráfica 4



Gráfica 5



En la tabla 7 se exponen los resultados de la encuesta realizada a los pacientes, para conocer los síntomas subjetivos y dependencia a gafas con el uso bilateral ReSTOR estándar vs ReSTOR asférico. El uso de gafas de forma esporádica, fue

requerido en 14.3% de los pacientes con ReSTOR estándar, mientras que los pacientes con ReSTOR asférico las usaron en 6.7% (p>0.05). Se encontró diferencia significativa en la visión intermedia, mostrando mayor satisfacción los pacientes usuarios de LIO ReSTOR asférico, que aquellos con implante ReSTOR esférico (p<0.05). La satisfacción para realizar actividades de cerca y de lejos, así como la presencia de halos y deslumbramiento no vario significativamente entre los dos grupos. Ningún paciente volvería a usar gafas permanentemente, y todos se volverían a operar de catarata si fuera necesario.

Tabla 7. Síntomas subjetivos y dependencia a gafas con uso bilateral ReSTOR esférico vs ReSTOR asférico

Prámetros	ReSTOR esférico (n = 35 pacientes)	ReSTOR asférico (n = 15 pacientes)	Valor p
SATISFACCION VISION PROXIMA			
Muy Satisfecho	25 (71.4%)	12(80%)	
Satisfecho	9 (25.7%)	3(20%)	
No Satisfecho	1(2.9%)	0(0%)	
SATISFACCION VISION INTERMEDIA			.013*
Muy Satisfecho	10(28.6%)	11(73%)	
Satisfecho	14(40%)	4(26.7%)	
No Satisfecho	11(31.4%)	0(0%)	
SATISFACCION VISION LEJANA			
Muy Satisfecho	28(80%)	13(86.7%)	
Satisfecho	5(14.3%)	1(6.7%)	
No Satisfecho	2(5.7%)	1(6.7%)	
DEPENDENCIA A GAFAS			
Nunca	30(85.7%)	13(80%)	
A veces	5(14.3%)	1(6.7%)	
Siempre	0(0%)		
DESLUMBRAMIENTO			
Ninguno	0(0%)	1(6.7%)	
Leve	4(11.4%)	6(40%)	
Moderado	26(74.3%)	7(46.7%)	
Severo	5(14.3%)	1(6.7%)	
HALOS			
Ninguno	12(34.3%)	6(40%)	
Leve	13(37.1%)	5(33.3%)	
Moderado	10(28.6%)	4(26.7%)	
Severo	0(0%)	0(0%)	
#pacientes que cambiarían LIO x gafas			
No	35 (100%)	15 (100%)	
Si	0 (0%)	0 (0%)	

* valor significativo, n número

En la tabla 8 se muestran los resultados de descentramiento de los LIO ReSTOR en el área pupilar, se observa el número de ojos que tuvo descentramiento hacia cada cuadrante y su respectivo porcentaje. El mayor rango de descentramiento fue hacia los cuadrantes inferiores, notando que para el cuadrante infero nasal el promedio fue de 0,86mm ± 0,17 DE y para el cuadrante infero temporal 1,4mm ± 0,31 DE

Tabla 8. Valores promedio y desviación estándar de descentramiento de los LIO AcrySof ReSTOR con respecto al centro pupilar

Descentramiento	n ojos	% ojos	X desc ± DE (mm)
Supero nasal (SN)	12	12%	0,86mm ± 0,17 DE
Infero nasal (IN)	43	43%	1,2mm ± 0,23 DE
Supero temporal (ST)	9	9%	0,43mm ± 0,12 DE
Infero temporal (IT)	36	36%	1,4mm ± 0,31 DE

Promedio ± Desviación Estándar DE, desc descentramiento, n número

En la tabla 9 se muestra el promedio de parámetros aberrométricos en relación al descentramiento del LIO AcrySof ReSTOR (asféricos y esféricos) y sus respectivos valores de desviación estándar (DE). La diferencia de RMS para aberraciones de alto orden (HOA), con diámetro pupilar de 6mm fue significativo sobre todo entre los cuadrantes nasales y temporales con diferencias de hasta 0.29μm.

La aberración de tercer orden tipo coma en eje *x* Z_3^{-1}, presento diferencia significativa con 0.13 ±0.12μm en el cuadrante SN, 0.15± 0.04 en el cuadrante IN, 0.36±0.14 en el cuadrante ST y 0.28±0.16 en el cuadrante IT. Hubo diferencia significativa en los valores de aberración trefoil en fase de seno Z_3^{-3} y en la aberración esférica, sobre todo entre los cuadrantes nsales y temporales, con diferencias de hasta 0.34μm en aberración trefoil en fase de seno Z_3^{-3} y 0.35μm en la aberración esférica Z_4^0. No se encontraron diferencias significativas al comparar RMS total, aberraciones de primer orden tipo Tilt (Z_1^1, Z_1^{-1}), de segundo

orden tipo defocus (Z_2^0) y astigmatismo (Z_2^2, Z_2^{-2}), tampoco de tercer orden tipo coma en eje *y* (Z_3^1) y trefoil en fase de coseno (Z_3^3); ni de cuarto orden tipo tetrafoil (Z_4^4, Z_4^{-4}) y tetrafoil astigmático (Z_4^2, Z_4^{-2}); obteniendo en cada una de ellas una p>0.05

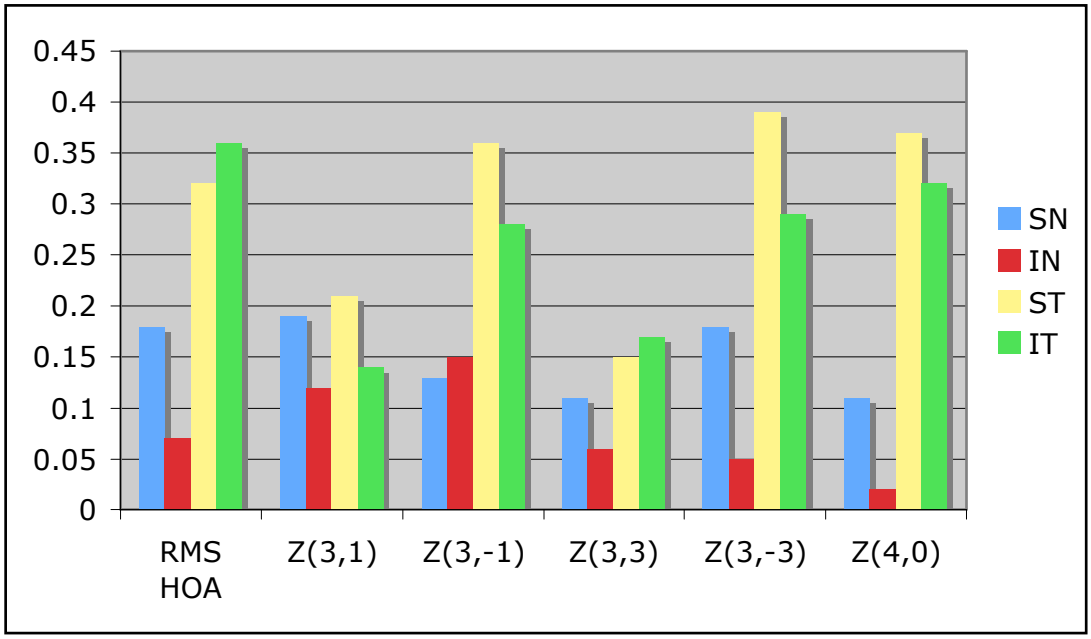
Tabla 9. Promedio de Parámetros aberrométricos en relación al descentramiento del LIO AcrySof ReSTOR

VARIABLES	SN (12 ojos)	IN (43 ojos)	ST (9 ojos)	IT (36 ojos)	Valor p
RMS HOA	0.18± 0.27	0.07± 0.03	0.32± 0.05	0.36±0.17	.021*
Z_3^{1} coma eje y	0.19± 0.17	0.12± 0.12	0.21±0.18	0.14±0.06	NS
Z_3^{-1} coma eje x	0.13± 0.12	0.15± 0.04	0.36±0.14	0.28±0.16	.018*
Z_3^{3} trefoil coseno	0.11± 0.14	0.06± 0.08	0.15±0.26	0.17±0.14	NS
Z_3^{-3} trefoil seno	0.18± 0.18	0.05± 0.17	0.39±0.09	0.29±0.06	.037*
Z_4^{0} aberración esf	0.11± 0.28	0.02± 0.06	0.37±0.02	0.32±0.19	.014*

Promedio ± Desviación Estándar DE , * Kruskal Wallis significativo (p<0.05), SN supero nasal, IN infero nasal, ST supero temporal, IT infero temporal, HOA aberraciones de alto orden, NS no significativo

En la gráfica 6 se comparan cada uno de los cuadrantes en donde hubo descentramiento, contra las aberraciones RMS HOA para aberraciones de alto orden, coma en eje y Z(3,1), coma en eje x Z(3,-1), trefoil en fase de coseno Z(3,3), trefoil en fase de seno Z(3,-3), y aberración esférica Z(4,0). Se puede apreciar que las barras amarillas que corresponden al cuadrante supero temporal tiene mayor cantidad de aberraciones de frente de onda de alto orden, a diferencia de las barras rojas que representan el cuadrante infero nasal con muy poca cantidad de aberraciones.

Gráfica 6. Parámetros aberrométricos en relación al descentramiento del LIO AcrySof ReSTOR



RMS HOA para aberraciones de alto orden, Z(3,1) coma en eje y, Z(3,-1) coma en eje x, Z(3,3) trefoil, Z(3,-3) trefoil, Z(4,0) aberración esférica, SN supero nasal, IN infero nasal, ST supero temporal, IT infero temporal

En la tabla 10 se muestran los Valores promedio de Sensibilidad de Contraste para cada frecuencia espacial en relación al descentramiento del LIO ReSTOR. Pacientes con descentramientos ST e IT tienen peor sensibilidad de contraste en condiciones mesópicas con y sin deslumbramiento, que el grupo con descentramientos SN e IN a expensas de las frecuencias más altas ($p<0.05$). Lo mismo sucede en condiciones fotópicas con deslumbramiento, donde los descentramientos temporales tienen peor sensibilidad de contraste que los descentramientos nasales, solo en frecuencias espaciales de 12 y 18cpg ($p<0.05$). No hubo diferencia significativa al comparar sensibilidad de contraste en condiciones mesópicas sin deslumbramiento y con deslumbramiento en bajas frecuencias.

Tabla 10. Valores promedio de Sensibilidad de Contraste para cada frecuencia espacial en relación al descentramiento del LIO ReSTOR					
Mesópico sin deslumbramiento	SN (12 ojos)	IN (43 ojos)	ST (9 ojos)	IT (36 ojos)	Valor p
1.5 cpg	1.38±0.07	1.46±0.06	1.22±0.07	1.20±0.02	NS
3 cpg	1.63±0.09	1.79±0.07	1.25±0.13	1.28±0.06	.032*
6 cpg	1.54±0.06	1.66±0.04	1.16±0.06	1.16±0.11	.011*
12 gpg	1.35±0.04	1.38±0.06	1.02±0.04	0.98±0.06	.028*
18 cpg	0.79±0.12	0.94±0.09	0.73±0.11	0.52±0.02	.032*
Mesópico con deslumbramiento					
1.5 cpg	1.42±0.02	1.58±0.02	1.06±0.17	1.08±0.07	.017*
3 cpg	1.49±0.06	1.63±0.06	1.26±0.15	1.15±0.04	.043*
6 cpg	1.67±0.08	1.69±0.05	1.17±0.07	1.17±0.08	.030*
12 cpg	1.36±0.06	1.38±0.04	1.15±0.06	1.14±0.03	NS
18 cpg	0.93±0.09	1.06±0.02	0.54±0.06	0.56±0.06	.011*
Fotópico sin deslumbramiento					
1.5 cpg	1.44±0.06	1.46±0.05	1.36±0.06	1.26±0.07	NS
3 cpg	1.48±0.02	1.62±0.06	1.44±0.06	1.42±0.06	NS
6 cpg	1.56±0.09	1.68±0.12	1.50±0.04	1.40±0.04	NS
12 cpg	1.04±0.07	1.21±0.07	1.00±0.11	1.00±0.12	NS
18 cpg	0.80±0.02	0.82±0.06	0.52±0.07	0.54±0.07	NS
Fotópico con deslumbramiento					
1.5 cpg	1.40±0.07	1.54±0.06	1.20±0.03	1.23±0.05	NS
3 cpg	1.47±0.03	1.55±0.07	1.42±0.04	1.42±0.04	NS
6 cpg	1.54±0.03	1.53±0.04	1.34±0.06	1.34±0.09	NS
12 cpg	1.22±0.06	1.24±0.12	0.80±0.07	0.83±0.07	.042*
18 cpg	0.80±0.04	0.88±0.04	0.54±0.03	0.58±0.04	.032*

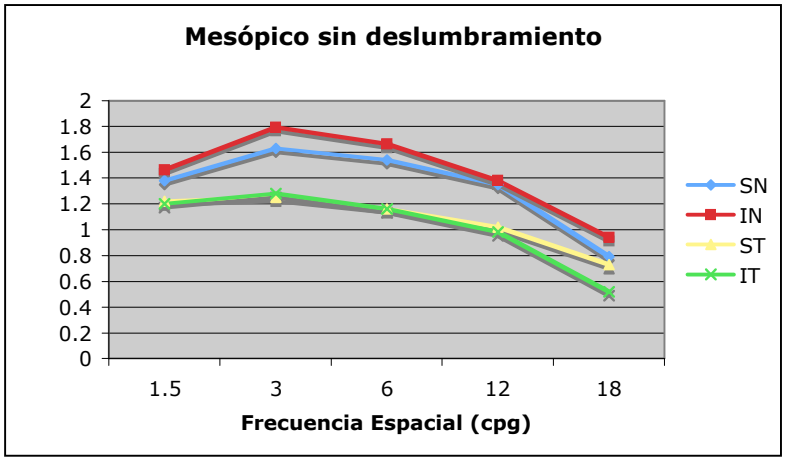
Valores expresados en unidades logarítmicas según puntaje de sensibilidad de contraste. Promedio ± desviación estándar DE, * Kruskal Wallis significativo ($p<0.05$), SN supero nasal, IN infero nasal, ST supero temporal, IT infero temporal, NS no significativo

En las gráficas 7, 8, 9 y 10 se representa la sensibilidad de contraste obtenida para cada frecuencia espacial en relación al descentramiento del LIO ReSTOR (asférico y esférico). Se observa como se mantienen las líneas rojas y azules en la parte superior de las gráficas 7 y 8, demostrando mejor sensibilidad de contraste en condiciones mesópicas de aquellos lentes descentrados hacia los cuadrantes nasales, en comparación con aquellos lentes descentrados hacia los cuadrantes temporales. En la gráfica 10 que representa condiciones fotópicas con deslumbramiento, las mismas líneas rojas y azules, correspondientes a los

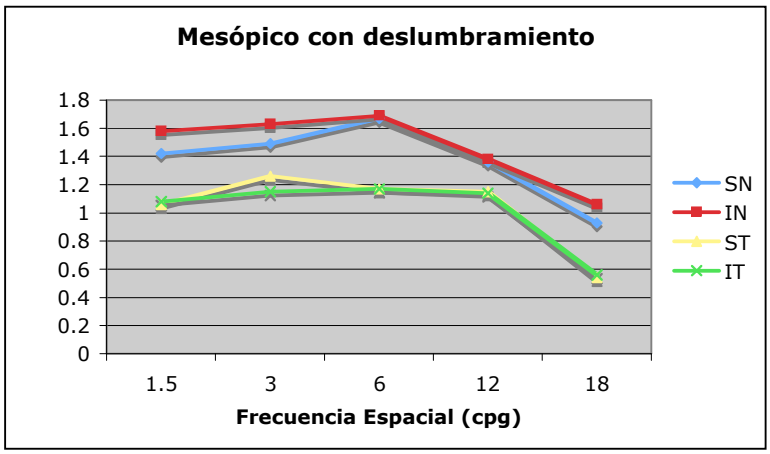
cuadrantes nasales, se mantienen en la parte superior de la gráfica en comparación con las líneas verdes y amarillas que representan los descentramientos temporales.

Gráfica 7, 8, 9 ,10. Valores promedio de Sensibilidad de Contraste para cada frecuencia espacial en relación al descentramiento del LIO ReSTOR.

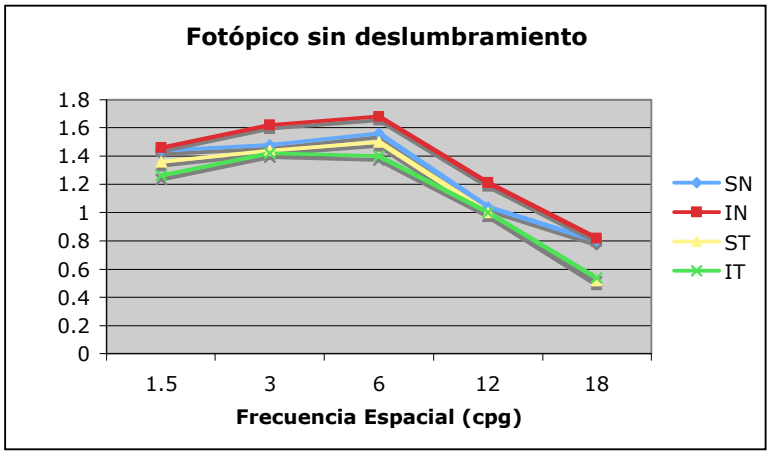
Gráfica 7



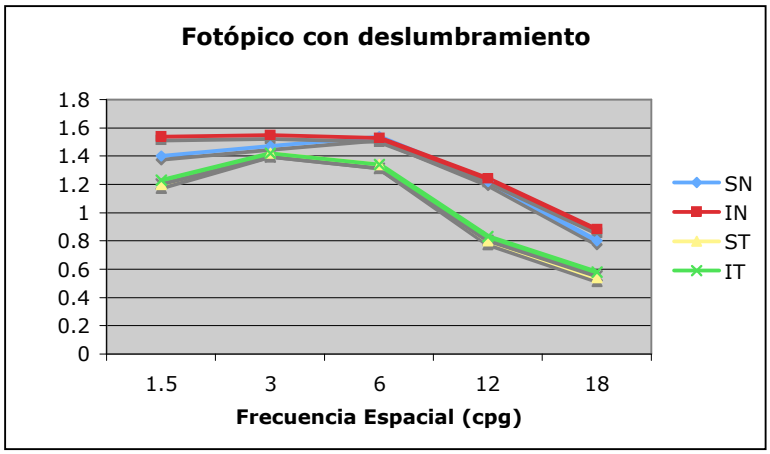
Gráfica 8



Gráfica 9



Gráfica 10



7. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN

Los LIOs ReSTOR fabricados sobre la plataforma del lente AcrySof, son LIOs multifocales con características únicas en el mercado. Ambos lentes ReSTOR (esférico y asférico) poseen una óptica difractiva-refractiva especial. La óptica puramente refractiva, por fuera de la zona difractiva, se ubica en la periferia del lente permitiendo una monofocalidad en visión lejana con carácter refractivo; mientras que la zona central actúa como una lente difractiva dividiendo la energía lumínica en dos focos (lejano y cercano) , a su vez permitiéndo con esta estructura mixta una mejor visión intermedia. Es importante recordar que el ReSTOR es un lente pupilo-dependiente, así que frente a condiciones fotópicas tiene una pupila contraída, mientras que en condiciones escotópicas un mayor diámetro pupilar hará el área refractiva periférica focalizada en el plano de visión lejana, maximice la cantidad de luz que se envía al foco de visión distante, disminuyendo las aberraciones difractivas inherentes a este tipo de lentes.

En el presente trabajo medimos la calidad visual objetiva del implante bilateral de los LIOs AcrySof ReSTOR esféricos y asféricos, tomando en cuenta valores de RMS para aberraciones de frente de onda total, RMS para aberraciones de alto orden y valores de aberraciones simples. El RMS es útil para describir la calidad óptica, pero otras medidas también han sido descritas para correlacionar los resultados visuales. Cuando las aberraciones no son muy altas en la pirámide de Thibos, el radio de Strehl es útil para describir la calidad de la imagen en la retina, ya que toma en cuenta tanto la aberración como la difracción en su resultado. Sin embargo, con el equipo WASCA utilizado en nuestro estudio, no es posible obtener datos del radio de Strehl y en sustitución, utilizamos el RMS para aberraciones de alto orden (HOA). Dentro de nuestros resultados encontramos

que las características de asfericidad dadas por el ReSTOR asférico, mejoran significativamente el total de RMS para aberraciones de alto orden. Nuestros resultados arrojaron una diferencia significativa ($p<0.05$) al comparar el RMS de alto orden (HOA) entre usuarios de ReSTOR esférico con valores de 0.25 ±0.11, y ReSTOR asférico con valores de 0.11±0.09.

Con respecto a cada una de las aberraciones, se sabe que las aberraciones esféricas (Z_4^0) se incrementa en pacientes con implante de LIO esféricos en aproximadamente 0.20µm más que en ojos jóvenes, y 0.23µm más que en pacientes con LIO asférico[58]. En nuestro estudio, las aberraciones esféricas de los pacientes con ReSTOR estándar (esférico) mostraron 0.11µm más en promedio en comparación con ReSTOR asférico. La aberración esférica es inherente al diseño de cualquier LIO esférico. Las medidas in vivo e in vitro, así como las simulaciones en computadores muestran que las aberraciones esféricas también se incrementan con el poder del LIO[59].

La aberración esférica es una propiedad de todos los LIOs esféricos, esto ocurre cuando el lente hace una angulación excesiva de los rayos de luz periféricos (aberración esférica positiva). En la córnea, el área de curva más plana esta en la periferia , donde los rayos de luz se refractan con menos angulación que el área central donde es más curva. Por ello, el valor promedio de aberración esférica positiva de una córnea es menor que un lente esférico[60]. De hecho, un cristalino jóven tiene aberración esférica negativa porque su índice de refracción es más bajo en la periferia que cerca al eje visual [61,62]. Tanto la forma de córnea prolata, como el índice refractivo del cristalino, reducen la aberración esférica del ojo. La aberración esférica positiva de la córnea cambia un poco con la edad, al mismo tiempo que el cristalino pierde poco a poco su habilidad de compensar la aberración corneal, resultando en un deterioro de la calidad óptica en el ojo adulto[62].

El promedio de aberración esférica en pacientes con implante de LIO ReSTOR asférico es cercano a cero, satisfaciendo el objetivo de este diseño que intenta cancelar la aberración esférica de la córnea en el paciente promedio. La aberración esférica de un LIO se calcula de la diferencia de aberración total del ojo menos la aberración esférica corneal, cuyo resultado no solo depende de la aberración del lente, si no de la posición actual de LIO y la convergencia de los rayos refractados por la córnea.

En nuestro estudio no encontramos diferencias significativas en la aberración trefoil (Z_3^{-3} y Z_3^{3}) entre los pacientes usuarios de ReSTOR esférico vs asférico; sin embargo, Master et al[63] halló incremento significativo del término trefoil después del implante LIO asférico, posiblemente debido a la biomecánica corneal y la cantidad de aberración corneal inducida de acuerdo al tamaño de la incisión quirúrgica.

Barbero et al[53] mostró en simulación in vitro, que el tilt y el descentramiento pueden inducir aberración de tercer orden tipo coma después del implante de LIO asférico, pero defiende que el valor de la aberración depende de la combinación específica del tilt y descentramiento. En otros estudios[64] se ha discutido que el tilt y el descentramiento es más deletéreo para la calidad óptica con el uso de LIO asférico que con LIO esférico. Así mismo, Holladay et al[59] mostró que descentramientos >0.4 mm y tilt > 7º en los LIO asféricos, pueden cancelar el beneficio óptico de la corrección de aberración esférica corneal. En nuestro estudio no encontramos diferencias significativas al comparar aberración tipo coma en pacientes con implante bilateral de AcrySof ReSTOR esférico y aquellos con implante bilateral de AcrySof ReSTOR asférico.

Las imágenes de los anillos concéntricos dentro del área pupilar fueron claramente evidenciadas en las fotos tomadas con el equipo Galilei, permitiendo la estimación del descentramiento de los LIO con respecto al centro de la pupila. En nuestro estudio obtuvimos resultados similares a los de Marcos S et al[58] al encontrar mayor cantidad de aberraciones tipo coma vertical (Z_3^{-1}) en LIOs con descentramiento vertical temporal. Sin embargo, también encontramos que el descentramiento vertical temporal y su asociación con la aberración tipo coma vertical, es más frecuente en los LIO asféricos posiblemente debido a la mayor sensibilidad que este diseño presenta ante los desplazamientos. No encontramos correlación significativa entre el descentramiento horizontal y el coma horizontal (Z_3^1), posiblemente porque el tilt juega un mejor papel en esta orientación.

Con respecto a la sensibilidad de contraste, han sido muchos los autores interesados en conocer la relación entre esta y los nuevos diseños de LIOs. Belluci et al[65] comparó la sensibilidad de contraste entre un LIO asférico (Tecnis9000) y otro esférico plegable hidrofóbico (AcrySof SA60AT), midiendo en cada caso las frecuencias espaciales a 1.5, 3, 6, 12 y 18 cpg en condiciones fotópicas y mesópicas. Los resultados de Belluci se asemejan a los nuestros al concluir que los LIOs asféricos tienen mejor sensibilidad de contraste en todas las frecuencias espaciales bajo condiciones fotópicas y mesópicas de luz, sobre todo en frecuencias espaciales altas. En nuestro estudio obtuvimos mejoría significativa del LIO asférico sobre el esférico, en frecuencias espaciales medias y altas bajo condiciones mesópicas con y sin deslumbramiento; y en las frecuencias espaciales más altas en condiciones fotópicas con deslumbramiento.

En el año 2003, un estudio prospectivo realizado por Kershner[66] comparó el LIO Tecnis, el AcrySof SA60AT y el AA4207VF de silicón (Staar Surgical), donde la función de contraste en condiciones mesópicas y fotópicas fue medido con el

sistema Ginsburg (Optec 3500 Vision Testing System) a 1.5, 5, 3, 6, 12 y 18 cpg, encontrando que el LIO asférico Tecnis mejora significativamente la función de contraste, sobre todo en visión nocturna con y sin deslumbramiento, cuando se compara con los otros LIOs.

Otros estudios indican que cada LIO produce diferente función de transferencia de modulación (MTF) cuando se implanta dentro del ojo, haciendo que cada lente afecte de manera diferente la sensibilidad de contraste[67,68]. Preussner et al[69] usaron el método de ray-tracing para calcular el centramiento de los LIOs asféricos, encontrando que desplazamientos de 0.5mm o mayores afectaban la sensibilidad de contraste y otros parámetros de calidad visual. Nuestros resultados reflejan datos parecidos, con cambios significativos de sensibilidad de contraste en condiciones mesópicas de iluminación de acuerdo al centramiento de los LIOs.

Deepak Pandita et al[70] reporta en su artículo, que el posible mecanismo para explicar el incremento de la sensibilidad de contraste con el AcrySof IQ, pudiera atribuirse a la superficie posterior modificada del LIO, donde se encuentra la compensación de aberración esférica negativa de -20μm. Sin embargo, dos años después con la creación del LIO AcrySof ReSTOR asférico que tiene la asfericidad de 10μm en su superficie posterior, se obtiene mejor sensibilidad de contraste en condiciones mesópicas. Sería motivo de investigación, dilucidar si la mejor sensibilidad de contraste de los LIOs asféricos es debido a la asfericidad per se, o a la localización de este efecto en la plataforma del LIO.

La función de modulación de transferencia (MTF) expresa la pérdida de contraste en la retina, después que la imagen ha sido procesada por el sistema visual. Esta medida tiene un impacto especial en los fabricantes de LIOs ya que todo diseño de lente debe tener un mínimo valor de MTF que oscila alrededor de 43% a una

frecuencia espacial de 100cpg y con una apertura pupilar de 3mm. Sin embargo, el impacto es mayor considerando que con una pupila de 5mm que expone la periferia del LIO, se debe obtener un MTF que oscile entre 27 - 47% a una frecuencia de 50cpg[71]. Actualmente, con nuevas y mejores técnicas que perfeccionan el tallado de los LIOs ReSTOR asféricos sobre un molde de acrílico, es posible superar estos mínimos requisitos de laboratorio obteniendo en nuestro estudio valores de MTF de 45%, para frecuencias espaciales de 50 cpg, con diámetro pupilar de 6mm.

A la hora de realizar la encuesta de síntomas subjetivos a nuestros pacientes, estos se mostraron muy receptivos a cada una de las preguntas. Ellos manifestaron que la explicación pre quirúrgica por parte del cirujano sobre los posibles síntomas visuales postoperatorios, les ayudaron significativamente a entender el comportamiento de la visión después del implante bilateral del LIO AcrySof ReSTOR. A diferencia de los resultados obtenidos por Sen HN et al[72], quienes encontraron que 34% de los ojos estudiados con LIO Array (AMO) presentaban halos severos y 20% de los pacientes manifestaban insatisfacción visual con los mismos LIO; en nuestro estudio ninguno de los pacientes manifestó halos severos y todos se mostraron satisfechos con los resultados visuales, tanto con los lentes esféricos como los asféricos.

8. CONCLUSIONES

- Con el advenimiento de la tecnología de frente de onda, ha sido posible cuantificar las aberraciones oculares totales y entender mejor el beneficio adicional que tiene un LIO fabricado con alta precisión de última generación, para corregir las aberraciones de la cornea. La compensación de la aberración corneal positiva con un LIO asférico, mejora significativamente la calidad de la imagen retiniana y optimiza los resultados quirúrgicos. El LIO multifocal difractivo apodizado ReSTOR asférico induce menos aberración esférica que otros lentes multifocales convencionales, aunado a sus beneficios cuando se calcula el RMS total del ojo en comparación con lentes esféricos.

- El promedio de sensibilidad de contraste fue significativamente más alto en pacientes usuarios de AcrySof ReSTOR asférico, sobre todo en las frecuencias espaciales altas bajo condiciones mesópicas con y sin deslumbramiento y bajo condiciones fotópicas con deslumbramiento.

- Al utilizar equipos que miden la calidad óptica, estos deberían estar centrados en el eje visual y no en el eje que pasa a través del centro pupilar o centro óptico. Estudios como el nuestro miden el descentramiento del LIO en relación al centro pupilar, y si bien es cierto que la pupila generalmente esta desplazada hacia el eje visual, esto no siempre es constante. El tamaño y posición de la pupila pueden variar bajo condiciones fotópicas, mesópicas o escotópicas, y a su vez el LIO perfectamente centrado en la bolsa capsular puede tener descentramiento con respecto al eje visual. Nuestro modelo asférico de LIO ReSTOR incrementa las aberraciones asimétricas de tercer orden mucho más

frecuente que el lente esférico, convirtiendo este modelo más sensible a los descentramientos.

- Independiente del tipo de lente esférico o asférico, encontramos que los descentramientos temporales con respecto al centro pupilar generan más aberraciones de tercer orden y deterioro de la sensibilidad de contraste, en comparación con los descentramientos nasales.

- El cuestionario de calidad visual que el paciente completa al menos un mes después del implante de AcrySof ReSTOR en el segundo ojo, demuestra que pacientes usuarios de ReSTOR asférico bilateral están más satisfechos al realizar actividades de visión intermedia como cocinar, limpiar o trabajar en el computador, comparado con el grupo de lentes esféricos. Disturbios visuales durante la noche o bajo luz artificial como halos o deslumbramientos, no tuvo diferencia significativa entre usuarios de ReSTOR esférico y aquellos con ReSTOR asférico.

9. RECOMENDACIONES

- Hacer un buen interrogatorio prequirúrgico al paciente interesado en remoción del cristalino o catarata, con la finalidad de conocer su estilo de vida, actividades especiales cotidianas y expectativas visuales con el lente intraocular a implantar.
- Intentar realizar estudios prequirúrgicos complementarios de calidad visual como sensibilidad de contraste, aberraciones de frente de onda y pupilometria, para individualizar criterios a la hora de escoger el LIO esférico, asférico, monofocal o multifocal más adecuado.
- Algunas perlas quirúrgicas para el buen centramiento de los LIOs:

Hacer capsulorrexis más pequeñas en comparación con aquellas realizadas con lentes intraoculares monofocales. Se sabe que capsulorrexis de 4.5mm de diámetro permiten mejor centramiento del LIO y aseguran que el implante quede completamente en la bolsa capsular sin tilt o aberraciones ópticas inducidas. (Marnix E. Heersink, MD. South Dotan-USA)

Además de pulir la cápsula posterior, aspirar la superficie posterior de la cápsula anterior. Esto con la finalidad de remover las células epiteliales y algunas bridas, que a veces son invisibles a través del microscopio, con la finlidad de reducir la inflamacióny acelerar la recuperación visual de los pacientes. (Marnix E. Heersink, MD. South Dotan-USA)

Después de implantar el LIO en el saco capsular, pedirle al paciente que mire hacia la luz del microscopio y en base a ello hacer coincidir el reflejo de luz corneal con el centro del LIO. (Virgilio Galvis Ramirez, MD. Bucaramanga-Colombia)

Después de implantar el LIO hacer miótica la pupila con acetilcolina intracamerular, y con un instrumento auxiliar (p.e. rotador de bola) desplazar suavemente el LIO hasta ubicarlo en el centro pupilar o en el área inferonasal. (Alejandro Tello, MD y Juan Camilo Parra R., MD. Bucaramanga-Colombia

10. BIBLIOGRAFIA

1. Apple David J. Complications of intraocular lenses. A historical and histopathological review. Survey of Ophthalmol 1984; 29(3):1-54.

2. Atkins AD, Hendels SG, Bolberg ANS. Intraocular Lenses: a retrospective study. Brit J Ophth 1983; 65:646-9.

3. Artal P, Berris E, Guirao A, Piers P. Contribution of the cornea and internal surfaces to the changes of ocular aberration with age. J Opt Soc Am A. 2002;19:137-143.

4. Oshika T, Klyce SD, Applegate RA, Howland HC. Changes in corneal wavefront aberrations with aging. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1999;40:1351-1355.

5. Guirao A, Redondo M, Artal P. Optical aberrations of the human cornea as a function of age. J Opt Soc Am A. 2000;17:1697-1702.

6. Wang L, Dai E, Koch DD. Optical aberrations of the human anterior cornea. J Cataract Ref Surg.2003;29:1514-
1521.

7. Beiko G. Personalized correction of spherical aberration in cataract surgery. Presented at the AAO Meeting, Chicago, October 15-18, 2005.

8. Grimson JM, Schallhorn SC, Kaupp SE. Contrast sensitivity: establishing normative data for use in screening prospective naval pilots. Aviat Space Environ Med 2002;73:28-35.

9. Kershner RM. Retinal image contrast and functional visual performance with aspheric, silicone, and acrylic intraocular lenses: Prospective evaluation. J Cataract Refract Surg 2003;29:1684-1694.

10. Walkow T, Anders N, Pham DT, Wollensak J. Causes of severe decentration and subluxation of intraocular lenses. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 1998; 236:9–12

11. Atchison DA. Refractive errors induced by displacement of intraocular lenses within the pseudophakic eye. Optom Vis Sci 1989; 66:146–152

12. Korynta J, Bok J, Cendelin J, Michalova K. Computer modeling of visual impairment caused by intraocular lens misalignment. J Cataract Refract Surg 1999; 25:100–105

13. Li Wang, MD, PhD, Ricardo M. Santaella, MD, Marc Booth, MD, Douglas D. Koch, MDHigher-order aberrations from the internal optics of the eye. J Cataract Ref Surg.2005;31:1512-9

14. Ming W, Pepose J.IOLs for Aberration Correction. Cataract Refract Surg Today. March 2004. 18-22

15. Anicin BA, Babovic VM, Davidovic DM. Fresnel lenses. Am J Phys 1989; 57:312–316

16. Walkow T, Liekfeld A, Anders N, et al. A prospective evaluation of a diffractive versus a refractive designed multifocal intraocular lens. Ophthalmology 1997; 104:1380–1386

17. Keates RH, Pearce JL, Schneider RT. Clinical results of the multifocal lens. J Cataract Refract Surg 1987; 13:557–560

18. Lindstrom RL. Food and Drug Administration study update; one-year results from 671 patients with the 3M multifocal intraocular lens. Ophthalmology 1993; 100:91–97

19. Gimbel HV, Sanders DR, Raanan MG. Visual and refractive results of multifocal intraocular lenses. Ophthalmology 1991; 98:881–887; discussion by JT Holladay, 888

20. Knorz MC. Results of a European multicenter study of the True Vista bifocal intraocular lens. J Cataract Refract Surg 1993; 19:626–634

21. Hunkeler JD, Coffman TM, Paugh J, et al. Characterization of visual phenomena with the Array multifocal intraocular lens. J Cataract Refract Surg 2002; 28:1195–1204

22. Auffarth GU, Hunold W, Breitenbach S, et al. Langzeitergebnisse fu¨r Kontrastsehvermo¨gen und Blendungsempfindlichkeit bei Patienten mit diffraktiven Multifokallinsen. Klin Monatsbl Augenheilkd 1993; 203:336–340

23. Eisenmann D, Jacobi KW. Die ARRAY-multifokallinse – Funktionsprinzip und klinische Ergebnisse. Klin Monatsbl Augenheilkd 1993; 203:189–194
24. Pearce JL. Multifocal intraocular lenses. Curr Opin Ophthalmol 1996;7:2–10
25. Knorz MC, Koch DD, Martinez-Franco C, Lorger CV. Effect of pupil size and astigmatism on contrast acuity with monofocal and bifocal intraocular lenses. J Cataract Refract Surg 1994; 20:26–33
26. Simpson MJ. The diffractive multifocal intraocular lens. Eur J Implant Refract Surg 1989; 1:115–121
27. Walkow T, Liekfeld A, Anders N, et al. A prospective evaluation of a diffractive versus a refractive designed multifocal intraocular lens. Ophthalmology 1997; 104:1380–1386
28. Davison J, Simpson M. History and development of the apodized diffractive intraocular lens. J Cataract Refract Surg 2006;32:849-858
29. Porter J, Guirao A, Cox IG, Williams DR. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *J Opt Soc Am A*. 2001;18:1793-1803.
30.Simpson MJ. Optical quality of intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*. 1992;18:86-94.
31. Norrby NE. Standardized methods for assessing the imaging quality of intraocular lenses. *Appl Opt*. 1995;34:7327-7333.
32. Norrby NE, Grossman LW, Geraghty ED, Kreiner CF, MihoriM, Patel AS, Portney V, Silberman DM. Determining the imaging quality of intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*.1998;24:703-714.
33. American National Standard for Ophthalmics—Intraocular Lenses—Optical and Physical Requirements, ANSI Z 80.7-1994. New York, NY: American National Standards Institute; 1994
34. Artal P, Guirao A. Contributions of the cornea and the lens to the aberrations of the human eye. *Opt Lett*. 1998;23:1713-1715.
35. Artal P, Guirao A, Berrio E, Williams DR. Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. *J Vis*.2001;1:1-8
36. Bille JF, Harner CF, Loesel F. New Frontiers in Vision and Aberration-Free Refractive Surgery. Springer Verlag. 2005. Pag 1-22

37. Howard C. Howland, PhD. The History and Methods of Ophthalmic Wavefront Sensing J Refract Surg 2000; 16: S552 – S553
38. Larry N. Thibos, PhD. Wavefront Data Reporting and Terminology. J Refract Surg 2001; 17: S578 – S583.
39. Raymond A. Applegate, OD, PhD; Edwin J. Sarver, PhD; Vic Khemsara, MD. ¿Are All Aberrations Equal?. *J Refract Surg* 2002;18: S556-S562
40. Michael Mrochen, PhD. Revealing Company Secrets-Please Tell the Truth and Nothing but the Truth! J Refract Surg 2000;16:S654-S659
41. Larry N. Thibos, PhD; Raymond A. Applegate, OD, PhD; James T. Schwiegerling, PhD; Robert Webb, Standards for Reporting the Optical Aberrations of Eyes. J *Refract Surg* 2002;18:S652-S660
42. Hecht Eugene. El Movimiento Ondulatorio y Optica. Tercera Edición. Addison Wesley Madrid. 1998. 11-36
43. Amesbury E, Schalhorn S. Contrast Sensitivity and Limits of Vision in: Functional Vision. International Ophthalmology Clinics. Spring 2003; Vol 4, No 2: 31-41
44. Applegate Raymond, Hilmantel Gene, Thibos Larry. Visual performance assessment. . Customized Corneal Ablation- The Quest for Supervision. 2001; Chapter seven: 81-92
45. Marcos Susana. Image Quality of the Human eye. International Ophthalmology Clinics. Spring 2003; Vol 4, No 2: 43-61
46. Cheng X, Thibos L, Bradley A. Estimating visual quality from Wavefront aberration measurements. J Refractive Surgery. 2003;19:S579-S584
47. Thibos Larry, Applegate Raymond. Assessment of Optical Quality. Customized Corneal Ablation- The Quest for Supervision. 2001; Chapter six: 67-78
48.Miller JM, Anwaruddin A, Straub J, Schwiegerling J. Higher order aberrations in normal, dilated, intraocular lens, and laser in situ keratomileusis corneas. *J Refract Surg*. 2002;18:S579-S583
49. Brian S. Boxer Wachler, MD; Ronald R. Krueger, MD. Normalized Contrast Sensitivity Values. *Journal of Refractive Surgery*. Volume 14 July/August 1998
50. Ginsburg A. Vision Science Research Corporation. 2002

51. Atchison DA. Optical design of intraocular lenses, I: on-axis performance. *Optom Vis Sci*. 1989;66:492-506.

52. Artal P, Marcos S, Navarro R, Miranda I, Ferro M. Through focus image quality of eyes implanted with monofocal and multifocal intraocular lenses. *Opt Eng*. 1995;34:772-779.

53.Barbero S, Marcos S, Jimenez-Alfaro I. Optical aberrations of intraocular lenses measured in vivo and in vitro. *J Opt Soc Am A*. 2003;20:1841-1851

54. Benjamin F. Boyd. Wavefront Analysis: Aberrómetros y Topografía Corneal. MD Highlights of Ophthalmology International, Primera edicion en español, 2003

55. Applegate R, Thibos L, Hilmantel G. Optics of aberroscopy and super vision. J Cataract Refract Surg 2001;27(7):1093-1107

56. Heidi Hofer, Pablo Artal, Ben Singer, Juan Luis Aragón, David R. Williams. Dynamics of the eye's wave aberration, J. Opt. Soc. Am. A/ Vol. 18, No. 3/March 2001. 497-506

57. Larry N. Thibos, PhD; Raymond A. Applegate, OD, PhD; James T. Schwiegerling, PhD; Robert Webb, PhD. Report From the VSIA Taskforce on Standards for Reporting Optical Aberrations of the Eye. J Refract Surg 2000; 16: S654 – S655

58.Marcos S, Barbero S, Jimenez–Afanador I. Optical Quality and Depth-of-fi eld of Eyes Implanted With Spherical and Aspheric Intraocular Lenses. *J Refract Surg*. 2005;21:223-235

59. Holladay JT, Piers PA, Koranyi G, van der Mooren M, Norrby NE. A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes. *J Refract Surg*. 2002;18:683-691.

60. Artal P, Guirao A, Berrio E, Williams DR. Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. J Vision 2001; 1:1–8

61. Guirao A, Redondo M, Artal P. Optical aberrations of the human cornea as a function of age. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 2000; 17:1697–1702

62. Artal P, Berrio E, Guirao A, Piers P. Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 2002; 19:137–143.

63. Mester U, Dillinger P, Anterist N. Impact of a modifi ed optic design on visual function: clinical comparative study. *J Cataract Refract Surg*. 2003;29:652-660.
64. Atchison DA. Design of aspheric intraocular lenses. *Ophthalmic Physiol Opt*. 1991;11:137-146.
65. Bellucci R, Scialdone A, Buratoo L, et al. Visual acuity and contrast sensitivity comparison between Tecnis and AcrySof SA60AT intraocular lenses: a multicenter randomized study. J Cataract Refract Surg 2005; 31:712–717
66. Kershner RM. Retinal image contrast and functional visual performance with aspheric, silicone, and acrylic intraocular lenses; prospective evaluation. J Cataract Refract Surg 2003; 29:1684–
1694
67. Bellucci R, Morselli S, Piers P. Comparison of wavefront aberrations and optical quality of eyes implanted with five different intraocular lenses. J Refract Surg 2004; 20:297– 306
68. Afsar AJ, Patel S, Woods RL, Wykes W. A comparison of visual performance between a rigid PMMA and a foldable acrylic intraocular lens. Eye 1999; 13:329–335
69. Preussner PR, Wahl J, Dick B. Lohnen sich aspha¨rische IOL? In: Wenzel M, Kohnen T, Blumer B, eds, 14 Kongress der Deutschsprachigen Gesellschaft fu¨ r Intraokularlinsen-Implantation und refraktive Chirurgie, 2000, Lucerne. Ko¨ ln, Germany, Biermann, 2000; 150–155
70. Uchio E, Ohno S, Kusakawa T. Spherical aberration and glare disability with intraocular lenses of different optical design. J Cataract
Refract Surg 1995; 21:690–696
71. Norrby NES, Grossman LW, Geragthy EP, Kreiner CF, Mihori M, Patel AS, Portney V, Silberman DM. Determining the imaging quality of intraocular lenses. J Cataract Refract Surg.1998;24:703-714.
72. Sen HN, Sarikkola A-U, Uusitalo RJ, Laatikainen L. Quality of vision after AMO 12. Array multifocal intraocular lens implantation. J Cataract Refract Surg 2004; 30:2483–2493

ANEXO 1. CUESTIONARIO DE SATISFACCIÓN VISUAL DESPUÉS DEL IMPLANTE BILATERAL DE AcrySof ReSTOR

Nombre:_____Dia:____
Mes:_____Año:_____

Por favor marque la opción que mejor se adapte a su situación en cada caso:

1. ¿Se encuentra usted satisfecho con la visión cercana para realizar actividades como coser, leer o ubicarse en un mapa?
   Muy satisfecho_____ Satisfecho_____
   No satisfecho_____

2. ¿Se encuentra usted satisfecho con la visión intermedia para realizar actividades como cocinar, limpiar, manejar el computador?
   Muy satisfecho_____ Satisfecho_____
   No satisfecho_____

3. ¿Se encuentra usted satisfecho con la visión lejana para realizar actividades como golf, cine o conducir el auto?
   Muy satisfecho_____ Satisfecho_____
   No satisfecho_____

4. ¿Con que frecuencia usa sus gafas después de la cirugía?
   Nunca_____ A veces_____ Siempre_____

5. ¿Ha experimentado Ud. alguna sensación de deslumbramiento al realizar actividades bajo el sol o bajo iluminación artificial?
   Ninguno_____ Leve_____ Moderado_____
   Severo_____

6. ¿Ve con frecuencia halos o anillos concéntricos alrededor de las luces, especialmente cuando realiza actividades de noche?
   Ninguno_____ Leve_____ Moderado_____ Severo_____

7. ¿Se realizaría Ud. nuevamente la cirugía de catarata con los mismos lentes intraoculares?
   Si_____ No_____