



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO  
FACULTAD DE MEDICINA  
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

---

---

FUNDACIÓN HOSPITAL NUESTRA SEÑORA DE LA LUZ, I.A.P.

DEPARTAMENTO DE ECOGRAFÍA Y SEGMENTO ANTERIOR

**TRATAMIENTO QUIRÚRGICO PARA PRESBICIA:  
CRYSTALENS AT-45**

**TESIS DE POSGRADO**

PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO OFTALMÓLOGO

PRESENTA

**DR. DIEGO CHÁVEZ HERNÁNDEZ**

ASESOR DE TESIS:

DR. DANIEL SALAS GARCÍA  
DR. ALEJANDRO BABAYÁN SOSA  
M. en C. ATZÍN ROBLES CONTRERAS



**HOSPITAL  
de la LUZ**

FUNDACIÓN HOSPITAL NUESTRA SEÑORA DE LA LUZ, IAP

CD. MÉXICO, D. F.

2014



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

---

**DR. DANIEL SALAS GARCÍA**

Jefe del Departamento de Ecografía

Fundación Hospital Nuestra Señora de la Luz I.A.P.

---

**DR. ALEJANDRO BABAYÁN SOSA**

Jefe de Enseñanza

Fundación Hospital Nuestra Señora de la Luz I.A.P.

---

**DR. JAIME LOZANO ALCÁZAR**

Profesor titular del curso de Especialidad en Oftalmología

Fundación Hospital Nuestra Señora de la Luz I.A.P.

## DATOS GENERALES

### AUTOR

Dr. Diego Chávez Hernández

Residente de tercer año de la Especialidad en Oftalmología

Fundación Hospital Nuestra Señora de la Luz I.A.P.

### ASESORES

Dr. Daniel Salas García

Jefe del Departamento de Ecografía

Fundación Hospital Nuestra Señora de la Luz I.A.P.

Dr. Alejandro Babayán Sosa

Jefe de Enseñanza

Fundación Hospital Nuestra Señora de la Luz I.A.P.

M. en C. Atzin Robles Contreras

Centro de Investigación Biomédica

Fundación Hospital Nuestra Señora de la Luz I.A.P.

### TESIS

**“ TRATAMIENTO QUIRÚRGICO PARA PRESBICIA:**

**CRYSTALENS AT-45 ”**

A mis padres María Elena y Eduardo por ser un ejemplo de vida, trabajo, amor y cariño.  
Gracias por ayudarme a ser el médico que soy y siempre apoyarme en mis proyectos de vida.

A mi querida hermana Mariele por su amor y compañía, gracias por estar presente en mi vida.

Al Dr. Jaime Lozano Alcázar, gracias por sus consejos sus enseñanzas y guiarme en mi camino en Oftalmología.

A mis maestros el Dr. Daniel Salas García, Dr. Alejandro Babayán Sosa y Dra. Claudia Palacio Pastrana.

A todos mis compañeros y amigos de la Fundación Hospital Nuestra Señora de la Luz, gracias por ser parte de esta gran experiencia en mi vida.

# CONTENIDO

<b>Resumen</b>	6
<b>Abstract</b>	10
<b>Introducción</b>	14
Anatomía acomodativa	15
Mecanismo de acomodación	16
Restauración de la acomodación	17
<b>Técnicas Quirúrgicas</b>	19
Abordajes esclerales	19
Abordajes corneales	20
Lentes intraoculares acomodativos	21
Lentes intraoculares acomodativos monofocales	22
Lentes intraoculares de doble óptica	26
Lentes intraoculares de cambio de curvatura	28
<b>Consideraciones especiales de los lentes intraoculares acomodativos</b>	31
<b>Crystalens AT-45</b>	34
<b>Objetivo del estudio</b>	38
<b>Material y métodos</b>	38
<b>Análisis estadístico</b>	39
<b>Resultados</b>	39
<b>Discusión</b>	46
<b>Conclusión</b>	48
<b>Bibliografía</b>	49

## RESUMEN

La presbicia, la pérdida gradual de la acomodación relacionada con la edad, se produce principalmente a través de una rigidez relacionada con la edad del cristalino. Si bien hay muchas opciones posibles para aliviar los síntomas de la presbicia, sólo recientemente se ha prestado atención a la restauración quirúrgica. Una variedad de diferentes tipos de procedimientos quirúrgicos han sido considerados para restaurar la acomodación en el ojo presbita, como la expansión escleral, láser de femtosegundos para el cristalino o los llamados lentes intraoculares acomodativos. La evidencia sugiere que la expansión escleral no puede y no restaura la acomodación. El desarrollo y prueba de lentes intraoculares acomodativos están proliferando. Se consideran tres tipos de diseño, los lentes intraoculares acomodativos de óptica individual que se basan en un desplazamiento hacia delante, los lentes intraoculares acomodativos duales que se basan en un aumento de la separación entre las dos ópticas y los lentes intraoculares que permiten un cambio en la curvatura de la superficie para producir un aumento de la potencia óptica en respuesta a la contracción del músculo ciliar. Varios de estos lentes intraoculares están disponibles y se utilizan clínicamente, mientras que muchos están todavía en investigación y desarrollo.

**OBJETIVO:** Documentar con el estudio de ultrabiomicroscopía (UBM) los cambios anatómicos y acomodativos que se producen con el estímulo farmacológico utilizando pilocarpina al 2% en ojos con lentes intraoculares acomodativos Crystalens AT-45.

**HIPOTESIS:** La pilocarpina induce un cambio anatómico acomodativo en ojos implantados con Crystalens AT-45.

**DISEÑO DEL ESTUDIO:** Estudio experimental, comparativo y prospectivo.

**MATERIAL Y MÉTODOS:** Se incluyeron pacientes sometidos a cirugía de catarata con colocación de lente intraocular acomodativo Crystalens AT-45 durante el año 2012. Las mediciones de distancia endotelio corneal lente (DECL), ángulo irido corneal (AIC) y la distancia del cuerpo ciliar trabecular (DCCT) se tomaron con el estudio de UBM, todos con orientación superior y nasal. Luego aplicamos una gota de pilocarpina 2% cada 15 minutos y medimos las mismas variables.

**ANÁLISIS ESTADÍSTICO:** Para el análisis de los datos obtenidos, buscamos una diferencia significativa entre las mediciones obtenidas al inicio del estudio y después de la aplicación de la pilocarpina. Calculamos la media y la mediana. Por último, se analizó con la prueba estadística de Wilcoxon en busca de un valor de  $p$  inferior a 0,05.

**RESULTADOS:** Pacientes sometidos a cirugía de cataratas con colocación de lente acomodativa Crystalens AT-45. Diez pacientes acudieron al estudio, todos con la colocación de lentes intraoculares acomodativas Crystalens AT-45 en ambos ojos, se analizaron veinte ojos. El promedio de edad fue de 58 años, el poder del lente intraocular promedio fue 21,58 dioptrías. Encontramos una diferencia significativa en la medición de DECL con una  $p < 0.03$  en medición superior y  $p < a 0.04$  en medición nasal, sin embargo esta medición fue con una tendencia a una mayor DECL. la DTCC no tuvo diferencia significativa. El AIC obtuvo una  $p < 0.0001$  medición superior y  $p < 0.0005$  como era esperado posterior a la aplicación de pilocarpina.

**DISCUSIÓN:** La pilocarpina indujo un cambio significativo en el desplazamiento anterior del lente intraocular Crystalens AT 45 en la medición del DECL superior y nasal; sin embargo este cambio significativo es hacia una mayor profundidad de la cámara anterior, lo cual no es el objetivo de este lente el cual está diseñado para desplazarse anteriormente y disminuir la DECL y la DTCC.

Asumiendo que el desplazamiento anterior del lente intraocular provee de capacidad acomodativa, la DECL debe disminuir, sin embargo en este estudio se demostró lo contrario al hacerse mayor la DECL. Se necesitan más estudios con un mayor número de pacientes y de largo plazo de seguimiento para documentar la pérdida de la motilidad de la lente con el tiempo, mientras que la fibrosis capsular es una consecuencia esperada de la cirugía de cataratas, se supone que las lentes intraoculares acomodativas analizadas en este estudio ya han presentado algún tipo de fibrosis capsular impidan el buen funcionamiento de las lentes intraoculares acomodativas.

**CONCLUSION:** La pilocarpina indujo un cambio significativo en el desplazamiento anterior del lente intraocular Crystalens AT 45 en la medición del DECL superior y nasal; sin embargo este cambio significativo es hacia una mayor profundidad de la cámara anterior, lo cual no es el objetivo de este lente el cual está diseñado para desplazarse anteriormente y disminuir la DECL y la DTCC.

Asumiendo que el desplazamiento anterior del lente intraocular provee de capacidad acomodativa, la DECL debe disminuir, sin embargo en este estudio se demostró lo contrario al hacerse mayor la DECL.

AT-45 analizados en el presente estudio han presentado ya algún tipo de fibrosis capsular impidiendo el correcto funcionamiento de este y ocasionando que el lente se desplace posteriormente en ves de que se desplace anteriormente como lo refiere el fabricante.

## ABSTRACT

Presbyopia , the gradual loss of accommodation with age related occurs mainly through an age-related stiffness lens . While there are many possible options for alleviating the symptoms of presbyopia , only recently attention has been paid to the surgical restoration. A variety of different types of surgical procedures have been considered to restore accommodation in the presbyopic eye , and the scleral expansion femtosecond for crystalline or called accommodative IOLs . Evidence suggests that scleral expansion does not restore accommodation. The development and testing of accommodative IOLs are proliferating. Three types of design are considered , the accommodative intraocular lens optic individually based on a forward motion , dual accommodative IOLs based on an increase in the separation between the two lenses and intraocular lenses that allow a change in the curvature of the surface to produce an increase in the optical power in response to ciliary muscle contraction . Several of these intraocular lenses are available and are used clinically , while many are still in research and development

**OBJECTIVE:** Document with ultrabiomicroscopy (UBM) study the anatomical and accommodative intraocular changes that occur with pharmacological accommodative stimulus using 2% pilocarpine in eyes with accommodative IOLs implantation.

**HYPOTHESIS:** pilocarpine induces anterior displacement of accommodative intraocular lens (IOLs)

**STUDY DESIGN:** Experimental, comparative and prospective study

**MATERIAL AND METHODS:** patients undergoing cataract surgery with intraocular accommodative lens placement during 2012. Measurements of the lens-corneal endothelium distance (LCED) , irido-corneal angle (ICA) and trabecular ciliary body distance (TCBD) were taken using UBM study, all of them with superior and nasal orientation. Then we apply one drop of pilocarpine 2% every 15 minutes and measure the same variables.

**STATISTICAL ANALYSIS:** To analyze the data we search a significant difference between the measurements obtained at baseline and after application of pilocarpine. We calculate the mean and median. Finally was analyzed with the Wilcoxon statistic looking for a P value less than 0.05.

**RESULTS:** patients undergoing cataract surgery with accommodative lens placement from January to September 2012. Twenty patients attended the study, all with placement of accommodative IOLs in both eyes, twenty eyes were analyzed. The average age was 58 years, the average IOL power was 21.58 diopters. We found a significant difference in the measurement of LCSD with  $p < 0.03$  in superior measurement and  $p < 0.04$  in nasal measurement, however in this musures there was a trend towards greater DECL. DTCC had no significant difference. The AIC obtained  $p < 0.0001$  superior measurement and  $p < 0.0005$  as expected after application of pilocarpine.

**DISCUSSION:** Pilocarpine induced a significant change in anterior displacement of the IOL Crystalens AT 45 in measuring the upper and nasal LCED; this significant change is toward greater depth of the anterior chamber, which is not the purpose of this lens which is designed to move forward and decrease the LCED and the DTCC .

Assuming that the anterior displacement of the intraocular lens provides accommodative capacity, LCED should decrease , however in this study proved otherwise as he grew deeper the LCED. More studies are needed with larger numbers of patients and long- term follow-up to document the loss of motility of the lens over time, while the capsular fibrosis is an expected consequence of cataract surgery , it is assumed that the lenses accommodative intraocular analyzed in this study have already presented some kind of capsular fibrosis impede the efficient functioning of accommodative intraocular lenses.

**CONCLUSION:** Pilocarpine induced a significant change in anterior displacement of the IOL Crystalens AT 45 measuring the upper and nasal LCSD; however this significant change is toward greater depth of the anterior chamber, which is not the purpose of this lens which is designed to move above and decrease the LCSD and the DTCC.

Assuming that the anterior displacement of the intraocular lens provides accommodative capacity, LCSD should decrease, however in this study proved otherwise as he grew older the LCSD.

AT-45 analyzed in the present study have presented some kind of capsular fibrosis that interpheres with the correct functioning of it and causes the lens to move posteriorly regards the manufacturer especifications.

# INTRODUCCIÓN

Actualmente existe un gran interés por restaurar la acomodación de manera quirúrgica en múltiples áreas de la oftalmología. La acomodación es definida como el cambio en el poder dióptrico del ojo para enfocar a distintas distancias<sup>1</sup>. Restaurar la acomodación no sólo significa corrección de visiones cercanas e intermedias, las cuales pueden ser obtenidas con anteojos e incluso con lentes intraoculares acomodativos, sino realmente restaurar el proceso dinámico del ojo de enfocar continuamente objetos a distintas distancias.

Los métodos pasivos de restauración acomodativa tales como mono visión, multifocalidad y lentes bifocales o progresivos no restauran el proceso dinámico intraocular, sin embargo existe buena aceptación de los pacientes a estos métodos.<sup>2</sup>

Los lentes intraoculares multifocales que son considerados pseudoacomodativos, ya proveen visión funcional cercana y lejana por factores no acomodativos como aumento de la profundidad de foco. Sin embargo se ha visto que estos reducen la sensibilidad al contraste disminuyendo la agudeza visual.<sup>3</sup>

Es bien establecido actualmente que la presbicia es ocasionada en gran parte por el cristalino, debido al aumento en su dureza, pérdida de las propiedades visco elásticas, ópticas entre otras<sup>4</sup>. Por lo tanto los tratamientos actuales están enfocados a restaurar la capacidad acomodativa en el cristalino présbita o a reemplazar éste con un lente intraocular acomodativo capaz de producir un cambio en el poder óptico del ojo.

Para comprender el proceso dinámico de acomodación es necesario saber la anatomía acomodativa, el mecanismo de acomodación y su restauración.

## ANATOMÍA ACOMODATIVA

Anatómicamente la porción más importante involucrada en la acomodación es el músculo ciliar, este se encuentra localizado posterior al espolón escleral y anterior a la ora serrata. El musculo ciliar está compuesto de fibras musculares dispuestas en orientaciones longitudinales, radiales y circulares. Las tres funcionan simultáneamente como una sola unidad al contraerse. El músculo ciliar está rodeado por el cuerpo ciliar, que provee oxígeno y nutrientes al músculo ciliar. el cuerpo ciliar se subdivide anatómicamente en pars plicata (donde se encuentran los procesos ciliares) y la pars plana que se extiende hasta la ora serrata. Existen cinco tipos de fibras zonulares, las fibras orbículo-capsulares anteriores, orbículo-capsulares posteriores, ciliares anteriores, ciliares posteriores y cilio ciliares, todas ellas insertadas en la cápsula del cristalino y que al contraerse el músculo ciliar éstas transmiten la fuerza hacia la cápsula del cristalino produciendo un cambio en su forma.

## MECANISMO ACOMODACIÓN

El mecanismo de la acomodación más aceptado hasta ahora es el propuesto por Helmholtz. Otras teorías se han propuesto incluyendo la descrita por Tscherning<sup>5</sup>, Schachar<sup>6 7</sup> y la teoría del “Catenary” propuesta por Coleman<sup>8 9 10</sup> en la que se basan los lentes intraoculares acomodativos. Aunque ha habido reciente discusión acerca de las nuevas propuestas de acomodación, la teoría de Helmholtz sigue siendo la más aceptada. Esta teoría establece que cuando el ojo se encuentra en reposo y enfocando a distancia, el músculo ciliar está relajado, y que la tensión de reposo de las fibras zonulares anteriores que se insertan en el ecuador del cristalino le dan a este una disposición relativamente más plana. Cuando el ojo realiza un esfuerzo acomodativo para enfocar objetos a distancias cercanas el músculo ciliar se contrae, causando que el cuerpo ciliar se desplace anteriormente y hacia el eje anteroposterior del ojo<sup>11 12</sup> lo que provoca que la tensión zonular disminuya permitiendo que la cápsula elástica del cristalino lo moldee a una forma más esférica y acomodativa.

Para una respuesta acomodativa de 5 dioptrías, el diámetro ecuatorial del cristalino disminuye en un 3.5%<sup>13</sup>, el grosor del cristalino aumenta 300 micras, la superficie anterior se desplaza anteriormente aproximadamente 250 micras y la superficie posterior se desplaza hacia la retina 50 micras<sup>14</sup>, resultando en un desplazamiento anterior del cristalino de unas 100 micras.

Más importante es el cambio en la curvatura de las superficies anterior y posterior que es lo que da al cristalino un aumento de poder dióptrico.<sup>15</sup>

## RESTAURACIÓN DE LA ACOMODACIÓN

Para que la acomodación pueda ser restaurada, es indispensable que el músculo ciliar conserve su función contráctil, se ha demostrado que éste conserva su función normal hasta los ochenta años<sup>16</sup>. Se sabe que el iris continua contrayéndose en respuesta a la luz incluso en pacientes con presbicia, y que el iris se contrae al realizar un esfuerzo acomodativo<sup>17</sup>. La contracción pupilar acomodativa, la contracción del musculo ciliar y la convergencia es conocido como el reflejo opto cinético. Estos tres elementos están integrados en el sistema nervioso central, por lo tanto es poco probable que exista uno sin presencia de otro, cualquier esfuerzo por enfocar objetos a cortas distancias produce una contracción del músculo ciliar, miosis y convergencia. Incluso usando anteojos para visión cercana, el acto de convergencia, que es necesario para mantener una sola imagen de un objeto cercano, producirá una miosis pupilar y contracción del musculo ciliar<sup>18 19</sup>. Se ha comprobado que el músculo ciliar conserva su función incluso en pacientes pseudofáquicos.<sup>20</sup>

Otros factores a considerar para poder restaurar la acomodación dependen de la integridad de las estructuras de las que dependerá el tratamiento a emplear, por ejemplo los lentes intraoculares acomodativos dependerán de la elasticidad de la bolsa capsular. La elasticidad e integridad de las fibras zonulares es otro factor crucial para la restauración de la acomodación, la inserción zonular al ecuador del cristalino cambia con la edad a una posición más anterior.<sup>21</sup>

En ojos jóvenes la capacidad acomodativa puede ser de hasta 8 dioptrías, sería innecesario restaurar toda la capacidad acomodativa de un paciente joven a un paciente presbita ya que con solo tres dioptrías pueden realizar actividades cercanas. Con una o dos dioptrías de ayuda pseudoacomodativa como puede ser aumento profundidad de foco o multifocalidad es suficiente para cubrir las necesidades de visión cercana.<sup>22</sup>

# TÉCNICAS QUIRÚRGICAS

## ABORDAJES ESCLERALES

Los abordajes esclerales para la restauración de la acomodación están basados en los mecanismos de acomodación y presbicia. La teoría de Schachar sugiere que la acomodación resulta de un aumento de tensión en las fibras ecuatoriales zonulares que provocan un aumento en el diámetro ecuatorial del cristalino<sup>23</sup>. La teoría de presbicia según Schachar establece que la presbicia resulta de un crecimiento progresivo del diámetro ecuatorial del cristalino y no de un aumento en la rigidez de este como otras teorías proponen. El crecimiento del cristalino resulta en una disminución de la tensión zonular y esta disminución no permite que se genere la tensión suficiente para lograr la acomodación. Supuestamente la expansión escleral restaura la tensión zonular perdida durante el proceso de crecimiento del cristalino.

El objetivo de los abordajes esclerales es crear incisiones esclerales radiales o la inserción de bandas de polimetilmetaacrilato (PMMA) en cuatro túneles esclerales sobre el músculo ciliar.

Como las teorías de presbicia en los que estos abordajes están basados son incorrectas, no es de sorprenderse que la acomodación no sea restaurada en estos pacientes. La medición objetiva de la acomodación en los pacientes con bandas expansoras esclerales muestra una completa ausencia de acomodación<sup>24</sup>. Otros estudios muestran una mejoría

a muy corto plazo así como mejoría en el ojo contralateral que no ha sido operado, la mejoría en este grupo de pacientes puede explicarse por un efecto placebo<sup>25</sup>. Los resultados de este tipo de abordajes se reportan insatisfactorios o con muy poca mejoría de la acomodación, y que en pocos meses se perderá.<sup>26</sup>

Estos abordajes esclerales son susceptibles a complicaciones quirúrgicas como son isquemia de segmento anterior, miopía axial, extrusión de la banda escleral y adelgazamiento escleral.<sup>27</sup>

Los resultados de este tipo de abordajes nos muestran un fallo en la restauración de la acomodación. Los abordajes esclerales en pacientes con presbicia no restauran la capacidad acomodativa del cristalino y por lo tanto no es un tratamiento eficaz para el tratamiento de la presbicia.

## ABORDAJES CORNEALES

Varios procedimientos corneales están siendo utilizados para aliviar los síntomas de presbicia, entre ellos están la monovisión para presbicia con LASIK, queratoplastia conductiva e implantes intra-estromales con agujero estenopeico entre otros<sup>28 29 30</sup>, todos ellos basan su funcionamiento en mecanismos pseudoacomodativos aumentando la profundidad de foco. Ninguno de estos procedimientos están dirigidos a la restauración activa de la acomodación.

Se sabe que en algunos animales, sobre todo aves, la cornea sufre cambios durante la acomodación como un componente de este mecanismo y este no se encuentra en corneas humanas<sup>31</sup>. Dado que estos abordajes no están intencionados, ni pueden restaurar la acomodación activa no serán analizados en esta investigación ya que los cambios en la curvatura corneal no son parte natural del aparato de la acomodación y parece poco probable que la manipulación de este tejido produzca cambios significativos en la acomodación activa.

## LENTES INTRAOCULARES ACOMODATIVOS

Es posible restaurar la acomodación reemplazando el cristalino por un lente artificial intraocular que produzca un cambio óptico en la lente. Éste lente se usará en cirugía convencional de catarata en la cual se realiza un capsulorrexis en la cápsula anterior del cristalino para la extracción de éste dejando una bolsa capsular vacía en donde se introduce el lente intraocular. Estos lentes están diseñados para usar en parte la fisiología de la acomodación restante en el ojo como son la contracción del músculo ciliar, elasticidad capsular y cambios en la presión vítrea para producir movimiento o cambio en la forma del lente. Para producir dicho cambio se cuentan con varios tipos de lente intraocular acomodativo. Estos se pueden clasificar en lentes de una sola óptica, en los cuales se requiere de un desplazamiento anterior para producir un cambio óptico en el ojo, lentes duales en los cuales se separan dos ópticas entre sí produciendo un cambio óptico o lentes diseñados para producir un cambio en su curvatura.

# LENTES INTRAOCULARES ACOMODATIVOS

## MONOFOCALES

Los lentes intraoculares acomodativos mono focales incluyen a Human Optics AG Akkommodative 1CU (Erlagen, Alemania), Crystalens AT-45 (óptica de 4.5mm), crystalens AT-50 (óptica de 5 mm) (Aliso Viejo, California), Lenstec Kellan Tetraflex (KH 3500, San Petesburgo, Florida), OPAL de Bausch Lomb (Rochester NY), Acuity C-Well (Oryeunda, Israel), Morcher Biocomfold 43E (Stuttgart, Alemania) y el AMO/Quest visión lens (Santa Ana, California)<sup>32 33</sup>. De estos sólo el Crystalens AT-45 es aprobado por la FDA para su uso clínico. El lenstec Tetraflex está siendo evaluado en ensayos clínicos. El Morcher Biocomfold 43E, y Human optics 1CU son usados ampliamente en Europa.

No todos estos comparten el mismo mecanismo para obtener su capacidad acomodativa. Crystalens está diseñado para ser implantado dentro de la bolsa capsular y adherirse a la cápsula posterior. Inicialmente el protocolo quirúrgico de este tipo de lentes incluía cicloplejia postquirúrgica para que la cápsula anterior y posterior se fibrosaran alrededor de las hápticas y sellar el lente a la bolsa capsular. El mecanismo de acción descrito por el fabricante consiste en que un esfuerzo acomodativo causará contracción del músculo ciliar y aumento en la presión vítrea empujando la cápsula posterior y al lente hacia adelante.

Los lentes de una sola óptica están diseñados para desplazarse anteriormente y producir un aumento en el poder óptico del ojo. Los cálculos esquemáticos nos dan un

aproximado del aumento que este desplazamiento puede producir ópticamente. El poder óptico total del ojo está dictado por la curvatura corneal, longitud axial y la posición final del lente postquirúrgicamente. Un milímetro de desplazamiento anterior de una de un milímetro de la óptica resultara en 0.8 D de acomodación en un ojo con longitud axial de 26.04 milímetros, 1.3 D de acomodación en un ojo con longitud axial de 24.04 y 1.85 D de acomodación en un ojo con longitud axial de 22.0<sup>34</sup>. El desplazamiento anterior de 1 milímetro representa un gran movimiento a comparación de lo que sucede fisiológicamente durante la acomodación, en la cual el cristalino depende más del cambio de curvatura que de su desplazamiento anterior. El cristalino normal aumenta su espesor unas 300 micras y se desplaza anteriormente aproximadamente 100 micras resultando en 5 D de acomodación. Por lo que debido a la poca capacidad acomodativa de estos lentes y la baja probabilidad de que estos se desplacen mas de 1 milímetro en un ojo pseudofaco estos no son una opción efectiva para restaurar la acomodación.<sup>35</sup>

Algunos estudios han demostrado un desplazamiento anterior del Crystalens AT-45 de 0.84 milímetros en ojos con cicloplejia farmacológica con ciclopentolato y posterior aplicación de pilocarpina en 10 ojos. Un mecanismo de acción secundario de algunos lentes intraoculares de una sola óptica es la flexión, pandeo o arqueado de la óptica, causada tanto por las fuerzas de vítreo y la fuerza de las hápticas en la óptica suave. Tales cambios en la óptica dan lugar a cambios en la potencia y aberraciones. Los pacientes con Eyeonics, Crystalens y Lenstec Tetraflex tienen efectos ópticos causados por la flexión acomodativa o arqueado, si esto ocurre se puede inducir un aumento de las aberraciones lo que podría tener un efecto beneficioso al aumentar la profundidad de foco y así contribuir a los efectos pseudo- acomodativos<sup>36</sup>.

Para los lentes intraoculares de óptica individual no está claro hasta qué punto el vítreo aumenta la presión en el ojo pseudofáquico durante acomodación. La teoría de suspensión catenaria de Coleman sugiere que un aumento de la presión vítrea sirve como fuerza primaria para producir cambios acomodativos. Se sugiere que el cuerpo ciliar, las fibras zonulares y la membrana hialoidea entre el cuerpo vítreo y la superficie posterior del lente forman una estructura de diafragma o catenaria que, junto con el apoyo vítreo determina la forma de la lente.

Se propone que una contracción del músculo ciliar provoca una diferencia de presión entre la cámara anterior y vítrea que, junto con la membrana hialoidea hace que la superficie del lente sea más curva. Ésto sugiere que hay una diferencia de presión entre la cámara anterior y vítrea durante la acomodación en ojos fáquicos<sup>37</sup>. No está claro en qué medida la diferencia de presión puede ser una causa o una consecuencia del mecanismo de acomodación. El hecho de que la superficie posterior del cristalino se mueva posteriormente hacia la retina durante acomodación sugiere que el vítreo tiene poca influencia en el cristalino y que el movimiento de la superficie posterior del cristalino es la causa del aumento en la presión vítrea. Así, la fuerza vítrea sería incapaz de producir los cambios necesarios en los lentes acomodativos<sup>38</sup>. Se ha establecido a partir de experimentos in vitro que los cambios acomodativos que ocurren en el cristalino son debidos a las fuerzas ejercidas sobre él por su cápsula sin participación del vítreo<sup>39</sup>, lo cual hace dudoso que el vítreo desempeñe un papel activo en la acomodación.

Los lentes intraoculares de óptica individual están diseñados para utilizar la elasticidad de la bolsa capsular para inducir un movimiento de acomodación. Se basan en la

contracción de la cápsula elástica y una disminución en el diámetro ecuatorial que actúa sobre las hápticas con una fuerza centrípeta, lo cual induce un movimiento hacia adelante de la óptica a través de la acción en bisagra de las hápticas. El desafío que enfrentan éstos lentes intraoculares es que la elasticidad capsular debe permanecer viable después de un procedimiento quirúrgico de catarata. Los cambios relacionados a la edad, la fibrosis, la proliferación epitelial sobre el lente y la contracción capsular que ocurren típicamente después de la cirugía de catarata pueden hacer que las fuerzas elásticas capsulares se pierdan.

La fuerza ecuatorial y centrípeta que la cápsula normalmente ejerce sobre el cristalino se produce debido a que la cápsula se distiende. Un cristalino joven en el ojo se mantiene en un estado aplanado y no acomodado por la tensión zonular en el ecuador del cristalino. Cuando se cortan las fibras zonulares el cristalino se hace más esférico y asume un estado de alojamiento debido a las fuerzas elásticas de la cápsula. Si la cápsula se corta cuidadosamente y se retira, la sustancia del cristalino aislado de nuevo asume una forma más aplanada y no acomodado. El cristalino es aproximadamente 3.5 a 4.0 milímetros de espesor y tiene un diámetro ecuatorial de aproximadamente 9.0 a 9.5 milímetros. Cuando se retira el cristalino y el lente intraocular no llena el espacio vacío, ocurre una pérdida en la tensión zonular de reposo y se altera el delicado equilibrio de fuerzas capsulares necesarias para la acomodación. Los lentes intraoculares que no llenan la cápsula en las mismas proporciones como el cristalino pueden hacer que las fuerzas capsulares acomodativas que se requieren para actuar sobre la lente intraocular se pierdan.

## LENTES INTRAOCULARES DE DOBLE ÓPTICA

El primer lente intraocular de doble óptica fue desarrollado en 1990<sup>40</sup> y posteriormente se implantó en conejos<sup>41</sup>. El Sarfarazi Elliptical Acomodative y el Synchrony ( Visio -gen , Irvine, CA) se han desarrollado en los últimos años.

Bausch and Lomb licenció los derechos para el Sarfarazi en 2003. Según Visio -gen , el Synchrony recibió aprobación para su uso en Europa en junio de 2006 y ha sido implantado en más de 400 ojos. Visiogen comenzó los ensayos clínicos de Fase III en Estados Unidos en 2006 y ha recibido la aprobación de la FDA para la expansión de sus estudios a Fase IV.

Los lentes intraoculares con ópticas duales son lentes intraoculares de cámara de abierta que llenan el saco capsular y conservan un espacio fluido entre las dos ópticas. Tienen una óptica positiva biconvexa anterior ( aproximadamente 32 D ) y una óptica posterior negativa con un menisco cóncavo (aproximadamente -12 D ) unidas por unas hápticas en resorte<sup>42</sup>. Están diseñados para ser utilizados en un procedimiento estándar de extracción de catarata en la que se extrae desde la cápsula a través de una capsulorrexia de 4 milímetros de diámetro. Las hápticas elásticas están diseñadas para mantener a las dos ópticas separadas y permitir a la óptica moverse con respecto a la otra con las fuerzas capsulares durante acomodación. El Synchrony se coloca con un inyector a través de una incisión corneal de 3.6 a 3.8 mm y se despliega dentro de la cápsula. Éste lente está diseñado para retener las dimensiones naturales de la bolsa capsular en términos de espesor axial y diámetro ecuatorial.<sup>43 44</sup>

Los cálculos teóricos muestran que, si en el estado no acomodado el sistema dual tiene

un espesor axial de tres milímetros con una separación entre las ópticas de 0.5 mm, un cambio que aumente la separación de las dos la ópticas por un milímetro produce alrededor de 2.0 a 2.5 D de acomodación. Durante un esfuerzo acomodativo se libera la tensión zonular, la elasticidad de la bolsa capsular disminuye así como el diámetro ecuatorial de la cápsula, permitiendo a las hápticas en resorte liberar fuerza para aumentar la separación de las dos ópticas, en particular, permitiendo que la óptica anterior se desplace hacia adelante con respecto a la óptica posterior estacionaria.<sup>45</sup>

Al igual que con los lentes intraoculares de óptica individual, los lentes intraoculares duales dependen de la elasticidad de la cápsula para producir el cambio de acomodación, los cambios postoperatorios en la cápsula causada por la fibrosis, crecimiento epitelial y contracción capsular son los desafíos al escoger este tipo de lente. En los casos de opacificación de la cápsula posterior la capsulotomía YAG láser puede estar contraindicado con estos lentes intraoculares ya que son dependientes de esta para su función.

Aunque éstos lentes intraoculares están diseñados con un rango de potencias diferentes en la óptica posterior, puede ser un reto importante calcular las necesidades individuales para predecir la distancia exacta de la separación de la óptica en el estado no acomodativo dentro de la cápsula para cada ojo. Además, si la cápsula experimenta una contracción post-operatoria, podría resultar en cambios en la refracción y aberraciones de alto orden. Los resultados de ensayos clínicos en 24 ojos muestran que el equivalente esférico post- operatorio promedio fue de 0.5 D en el cincuenta por ciento de los ojos y de 1.0 D en los primeros 6 meses. No se reportaron datos de un año. También se sugirió que la fibrosis inicial es limitada y la contracción de la cápsula alrededor del lente intraocular podrían beneficiar al sistema mecánico ayudando a mantener la función acomodativa estable. El mantenimiento de una abertura en la bolsa capsular, a través de

la cual el humor acuoso puede circular libremente, con un lente intraocular que llena la cápsula puede ayudar a prevenir la proliferación epitelial, la opacificación capsular posterior y la contracción capsular<sup>46</sup>. Lograr y mantener una refracción deseada y estable puede ser sumamente difícil en este tipo de lentes.

## LENTE DE CAMBIO DE CURVATURA

Cinco dioptrías de acomodación requieren un aumento de 300 micras de espesor del cristalino y una disminución de 300 micras en su diámetro. Estos pequeños cambios físicos resultan en un fuerte cambio en la potencia óptica debido a un aumento en la curvatura del cristalino. Un sistema que sea capaz de producir un cambio en la curvatura de la superficie es extremadamente eficiente ya que puede producir un gran cambio en potencia óptica con relativamente pequeños desplazamientos físicos. Los lentes intraoculares de cambio de curvatura están diseñados para aprovechar este mecanismo produciendo un cambio en la superficie de curvatura y por lo tanto una forma más eficiente de producir un cambio en la potencia óptica.

El Power Vision Fluid Vision (Belmont, CA) es un dispositivo que contiene líquido en su interior, está diseñado con hápticas huecas y una óptica que funciona como depósito de fluido, contiene canales en su interior que comunican las hápticas con la óptica del lente. Está diseñado para ser implantado dentro de la bolsa capsular durante la cirugía estándar de catarata. En el ojo no acomodado, la tensión en reposo sobre las fibras zonulares sostiene el borde ecuatorial de la cápsula, y es esta fuerza la que actúa sobre

las hápticas llenas de fluido. Con una respuesta acomodativa, la tensión zonular se libera y el diámetro ecuatorial de la cápsula disminuye, aplicando presión sobre las hápticas. Así el líquido contenido se desplaza de las hápticas hacia el elemento óptico para causar un aumento en el volumen dentro de la óptica y un aumento en la curvatura de la superficie anterior. Conceptualmente el llenando la bolsa capsular con un dispositivo de este tipo debe de mantener el delicado equilibrio de fuerzas capsulares para permitir que ésta actúe sobre las hápticas periféricas. Ciertamente si el líquido puede desplazarse de las hápticas a la óptica se puede producir el cambio de curvatura y así un cambio significativo en el poder de la óptica.

Otro enfoque es la inyección de un polímero líquido en la bolsa capsular. Se llevaron a cabo estudios iniciales hace más de 20 años en conejos<sup>47</sup>. El cristalino se extrae a través de una pequeña capsulorrexia periférica (1 a 2 milímetros), posteriormente la cápsula se rellena con un polímero transparente y se crea un lente ópticamente claro y suave. Se han realizado experimentos en conejos<sup>48</sup>, primates, perros, ojos de cadáveres humanos, ojos de cerdo enucleados y gatos<sup>49</sup>. Una variante fue llenar la cápsula con un globo de silicona endocapsular y luego inyectar un polímero de silicona en el globo. En muchos de los estudios realizados en animales vivos, no fue posible seguir los resultados refractivos o acomodativos postoperatorios debido a opacificación de medios.<sup>50</sup>

Otro diseño de lente que también se basa en un cambio en la curvatura es el lente intraocular acomodativo Nulens (Herzliya Pituah, Israel). Se basa en el mecanismo de acomodación de otras especies, donde una constricción del iris resulta en el abombamiento de la superficie anterior del cristalino. La óptica Nulens tiene una apertura en un material sólido, un gel transparente detrás y una base sólida contra la

superficie posterior del gel llamado pistón. La aplicación de una presión por detrás del pistón hace que el gel sea empujado a través de la abertura para dar un abombamiento de la curvatura anterior del gel. Las hápticas del lente se sostienen en el sulcus ciliar manteniéndolo en su sitio (este sistema no reside dentro de la cápsula). Una vez que el cristalino se extrae de la cápsula, la cápsula anterior se junta con la cápsula posterior para formar un diafragma, el lente es entonces fijado al sulcus ciliar con este diafragma capsular por detrás del pistón del lente<sup>51</sup>. El principio de funcionamiento es opuesto al mecanismo normal de acomodación, ya que durante el estado no acomodativo la tensión capsular es mayor, lo que provocaría que ésta lente se abombe por la apertura anterior aumentando el poder óptico, el lente entonces estaría enfocando cerca cuando realmente se está en un estado no acomodativo.

# CONSIDERACIONES DE LENTES INTRAOCULARES ACOMODATIVOS

Los lentes intraoculares acomodativos deben idealmente producir la misma amplitud de acomodación en ambos ojos, pero esto puede ser difícil de lograr con los lentes intraoculares acomodativos por una variedad de razones.

La implantación de un lente intraocular acomodativo en un solo ojo puede causar síntomas visuales como diplopía debido a aniso-acomodación. Incluso si se realizan implantes bilaterales, la respuesta acomodativa puede ser diferente en los dos ojos. Los síntomas visuales debido a aniso-acomodación pueden ser problemáticos y son difíciles de medir. La monovisión es un tratamiento relativamente estándar para la presbicia y algunos pacientes parecen tolerar un cierto grado de anisometropía inducida. Además, los procedimientos de “mezclar y combinar” están siendo utilizados en los pacientes con un lente intraocular multifocal en un ojo y Crystalens AT 45 en el otro ojo, algunos médicos informan satisfacción de los pacientes con ésta combinación. Por lo tanto, si la aniso-acomodación está ocurriendo en estos pacientes, los síntomas visuales no parecen ser un problema.

Todos estos lentes intraoculares acomodativos están diseñados para moverse en respuesta a las fuerzas ejercidas por las estructuras acomodativas para producir un cambio de refracción en el ojo. Por lo tanto, la refracción postoperatoria emetrópica puede ser un reto con estos lentes intraoculares.

Cada uno de los lentes intraoculares acomodativos, ya sea de óptica doble, simple o cambio de curvatura tiene sus propias ventajas y desventajas que dependen de las características de diseño específicas de cada uno, en general, los lentes acomodativos de una sola óptica son los más estables y menos susceptibles a sorpresas refractivas postoperatorias, en parte debido a su limitado rango de movimiento.

El tamaño de la bolsa capsular varía entre individuos, por lo que un solo tamaño de lente puede no ser útil en todos los pacientes. Esta limitante podría reducirse si los lentes intraoculares acomodativos fueran fabricados con una amplia gama de dimensiones físicas. Las mediciones biométricas oculares preoperatorias o intraoperatorias pueden hacer que los lentes intraoculares acomodativos se ajusten mejor a cada paciente.

Los procedimientos de recarga con polímero crean un lente dentro del ojo, es probable que esto resulte en una lente con sobre o sub corrección debido a sobre o sub relleno de la cápsula. La monitorización intraoperatoria de refracción sería útil para determinar cuanto material debe ser inyectado a la bolsa capsular. El índice de refracción del polímero podría ser ajustado antes de la inyección en proporción al volumen de polímero a inyectar para lograr una refracción emélope.

Los cambios postoperatorios podrían tener consecuencias devastadoras para cualquiera de estos lentes intraoculares acomodativos, la proliferación epitelial sobre la lente, fibrosis capsular y la contracción capsular son frecuentes después de la cirugía de catarata. Para los lentes intraoculares no acomodativos la capsulotomía con láser YAG es el tratamiento estándar, pero puede estar contraindicada en algunos lentes

intraoculares acomodativos. Los lentes intraoculares acomodativos de una sola óptica son relativamente insensibles en términos de cambios refractivos o respuesta acomodativa a capsulotomía con láser YAG<sup>52</sup>.

La capsulotomía YAG láser en los lentes intraoculares de óptica dual o cambio curvatura puede causar complicaciones debido a que los polímeros usados para rellenar las cápsulas son suaves y bien podrían abultarse o gotear después de una capsulotomía lo que impide esta intervención en el caso de opacidades capsulares posteriores. La cápsula anterior está intacta en los procedimientos de llenado con polímero con sólo una pequeña capsulorrexia periférica, aumentando así la posibilidad de opacidad capsular anterior y posterior.

La pérdida de elasticidad capsular consecuente a la fibrosis o la contracción también podría resultar en la presbicia secundaria, es decir, la pérdida de la función específica para la que se utilizó el lente intraocular acomodativo. La eliminación completa de los contenidos celulares de la cápsula en combinación con tratamientos químicos podría ayudar a prevenir los cambios fibróticos postoperatorios y asegurar el funcionamiento de los lentes intraoculares acomodativos.

## CRYSTALENS AT-45

Crystalens AT-45 tiene la capacidad de desplazarse dentro de la cápsula del cristalino, y así dar una mejor agudeza visual cercana y lejana en pacientes pseudofacos. Éste tipo de lente reduce la sensibilidad al contraste y aumenta la visión de halos de colores lo cual representa una disminución en la calidad de imagen y no todos los pacientes podrán ser candidatos a este tipo de lente intraocular.<sup>53</sup>

Crystalens AT-45 es un lente biconvexo con óptica de 4.5mm con hápticas flexibles que permiten su desplazamiento anterior mejorando la visión cercana e intermedia en pacientes pseudofacos. Éste movimiento es gracias al aumento en la presión vítrea que empuja la cápsula posterior del cristalino anteriormente durante el esfuerzo acomodativo. El poder que aporta éste tipo de lente es aproximadamente de una dioptría y esta en función del estado refractivo preoperatorio. En los casos de miopía este poder será menor por lo que se reduce la efectividad de lente, así como en pacientes pos operados de cirugía refractiva LASIK . Otros factores a tomar en cuenta y que afectan su desempeño es el índice refractivo, la forma del lente, profundidad de la cámara anterior y el diámetro pupilar.<sup>54</sup>

La medición del movimiento de los lentes intraoculares acomodativos como Crystalens AT-45 depende del método utilizado para su monitorización. El mas utilizado es el estudio de ultrabiomicroscopía (UBM) ya que es efectivo para evaluar parámetros lineales y angulares de la cámara anterior y posterior, la profundidad de la cámara

anterior y el ángulo iridocorneal, para así obtener la correlación con la amplitud de acomodación del ojo en estudio.<sup>55</sup>

Gracias al estudio con UBM se ha podido observar que, independientemente del tipo de lente intraocular implantado, cuando se produce un esfuerzo acomodativo el cuerpo ciliar actúa rotando anteriormente reduciendo la profundidad de la cámara anterior. Al realizar una prueba de visión cercana el desplazamiento es mayor en los ojos implantados con lentes intraoculares acomodativos ya que estos transmiten mejor el movimiento del cuerpo ciliar al lente intraocular, aumentando la profundidad de foco y disminuyendo la necesidad de adición refractiva para visión cercana.<sup>56</sup>

Estudios recientes muestran una clara mejoría en la visión cercana en pacientes implantados con lentes intraoculares acomodativos que en pacientes con lentes intraoculares monofocales a los tres meses de haberse colocado. También se esperan más aberraciones con lentes acomodativos como son los síntomas de glare, sensibilidad al contraste y opacificación de la cápsula posterior.<sup>57</sup>

Para lograr una amplitud de acomodación de 2.9 dioptrías, lo que resultaría en una distancia de lectura de 35 centímetros, se requiere de un desplazamiento anterior del lente intraocular de 2.2 mm, suponiendo un poder de 20 dioptrías del lente intraocular.<sup>58</sup>

Actualmente estudios realizados en tres lentes intraoculares (1CU, biocomfold y AT-45) reportan un desplazamiento anterior de menos de setecientas micras resultando en una amplitud de acomodación de menos de una dioptría para el lente intraocular tipo 1CU y biocomfold. El lente intraocular AT-45 reporta resultados heterogéneos (desplazamiento

anterior leve y mínimo desplazamiento posterior) el uso de UBM es de gran utilidad para medir la cantidad de desplazamiento del lente intraocular ante un estímulo acomodativo real y diferenciarlo de la pseudoacomodación.<sup>59</sup>

La pseudoacomodación depende principalmente de profundidad de foco, tamaño pupilar, astigmatismo marginal y multifocalidad corneal, también es un factor a considerar en la medición de la efectividad de los lentes intraoculares acomodativos.

El estudio UBM se compone de un transductor de 50 a 100 MHz, tiene una penetración de 5.00 milímetros dentro del tejido así como en medios opacos. Proporciona imágenes de alta calidad de la cámara anterior y se ha demostrado su calidad cuantitativa y cualitativa de las imágenes al compararse con estudios histológicos.<sup>60</sup>

El estudio UBM Paradigm P60 tiene cuatro transductores de 12.5, 20, 35 y 50 MHz. La mejor calidad de imagen obtenida por UBM Paradigm P60 es con el transductor de 50MHz , pero el campo de visión es reducido a 5 X 5 milímetros cuadrados. Los transductores de 12.5, 20 y 35 MHz pueden producir imágenes precisas de la cámara anterior con resolución axial de 25 micras y resolución transversa de 50 micras, con una penetración de 5 milímetros.<sup>61</sup>

En un estudio utilizando el estudio UBM 840 (Carl Zeiss Meditec) en el que se realizaron mediciones de la profundidad cámara anterior durante acomodación activa (visión cercana) y acomodación en reposo (visión lejana) utilizando ciclopentolato 1%, se demostró que el desplazamiento anterior del Crystalens AT-45 y la rotación del cuerpo ciliar ocurrían durante la visión cercana siendo el desplazamiento anterior

proporcional a la amplitud de acomodación. Ésto se demostró gracias a que la medición de la profundidad de la cámara anterior y del ángulo esclero ciliar con el estudio UBM tiene un coeficiente de variación de 1% <sup>62</sup>.

Un factor a considerar es la filtración de rayos ultravioleta (UV). Se ha reportado que el Crystalens AT-45 transmite rayos UV en el espectro de 350-400 nm. Todos los demás lentes intraoculares acomodativos (AMO Clariflex, AMO Optiblu, Alcon Acrysoft SN60AT y Hoya AF-1) bloquean por completo los rayos UV. <sup>63</sup>

La fibrosis de la cápsula posterior es un acontecimiento común después de la colocación de cualquier tipo de lente intraocular. La fibrosis capsular puede impedir el movimiento axial del lente intraocular acomodativo y descentración del lente. Será de enorme importancia documentar si el movimiento axial del lente intraocular esta en relación con un aumento de la fibrosis de cápsula posterior.

La pilocarpina es el fármaco de preferencia en investigaciones del movimiento del lente intraocular acomodativo, durante el estudio UBM. <sup>64</sup>

La pilocarpina es un agente colinérgico que estimula los receptores muscarínicos en el ojo, provocando miosis y acomodación (contracción del músculo ciliar). Por lo tanto resulta muy útil en el estudio del movimiento del lente intraocular con UBM. Las contraindicaciones del uso de pilocarpina son hipersensibilidad a los componentes de la fórmula, iritis aguda, bloqueo pupilar, glaucoma maligno, glaucoma neovascular y enfermedades agudas de la cámara anterior. Las reacciones adversas mas comunes oculares son ardor, prurito, visión borrosa, disminución de campo visual, espasmo

ciliar, congestión vascular conjuntival y ciliar, miopía inducida, y blefarconjuntivitis alérgica. Las reacciones sistémicas por pilocarpina tópica son muy raras. Pueden ser provocadas por sobredosis en pacientes muy susceptibles.<sup>65</sup>

## OBJETIVO DEL ESTUDIO

Documentar mediante el estudio UBM los cambios intraoculares anatómicos y acomodativos que ocurren durante el estímulo de acomodación farmacológica con pilocarpina al 2% en ojos implantados con lentes intraoculares acomodativos Crystalens AT-45, para así poder suponer su capacidad de restaurar la acomodación.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Pacientes operados de cirugía de catarata con colocación de lente acomodativo intraocular Crystalens AT-45.

Se obtuvo la distancia en milímetros de la distancia endotelio corneal-lente (DECL), los grados del ángulo irido-corneal (AIC) y distancia en milímetros de la distancia trabéculo cuerpo ciliar (DTCC) utilizando el estudio de UBM con orientación superior y nasal en cada ojo, posteriormente se les aplicó 1 gota de pilocarpina 1% cada 15 minutos en 3 dosis y se realizó el estudio de UBM midiendo las mismas variables.

## ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos obtenidos fueron almacenados en una tabla de Excel. Para el análisis de los datos se buscó una diferencia significativa entre las mediciones obtenidas basales y posteriores a la aplicación de pilocarpina. Se calculó la media, valores mínimos y máximos y finalmente se analizó con el estadístico de Wilcoxon, buscando diferencias estadísticamente significativas con  $p < 0.05$ .

## RESULTADOS

Se valoraron los cambios intraoculares anatómicos y acomodativos que ocurren durante el estímulo de acomodación farmacológico con pilocarpina 1% en ojos implantados con lentes intraoculares acomodativos Crystalens AT-45 de Enero a Septiembre del 2012; 20 ojos de 10 pacientes fueron incluidos en el estudio, 7 pacientes del sexo masculino y 3 del sexo femenino. El promedio de edad fue de 58 años; el poder del lente intraocular promedio fue de 21.58 D. Los datos que se presentan en la tabla 1 son las mediciones basales utilizando UBM previo a la aplicación de pilocarpina al 2%, las mediciones posteriores a la aplicación de pilocarpina al 2% se presentan en la tabla 2.

**Tabla 1.****Mediciones basales**

Variable	N	Minimo	Maximo	Media
DECL SUPERIOR	20	2.67	4.66	3.366
DECL NASAL	20	2.83	4.42	3.434
DTCC SUPERIOR	20	0.97	1.55	1.271
DTCC NASAL	20	1.05	2.01	1.390
AIC SUPERIOR	20	27	40.3	31.779
AIC NASAL	20	28.3	41.7	31.886

**DECL** = Distancia endotelio corneal-lente, **DTCC**= distancia trabéculo-cuerpo ciliar, **AIC** = Ángulo irido-corneal

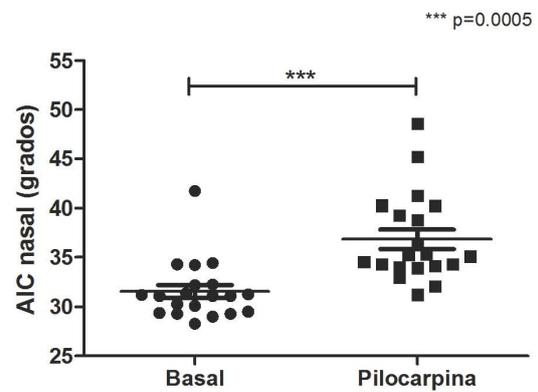
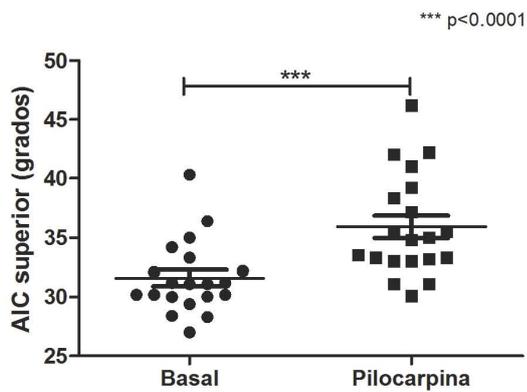
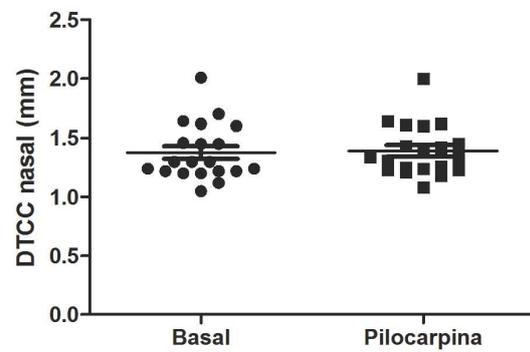
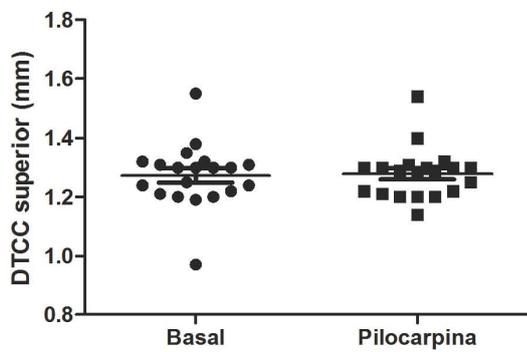
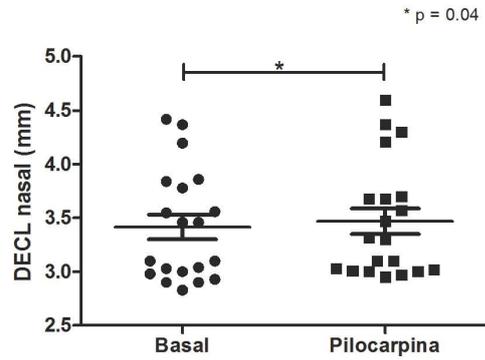
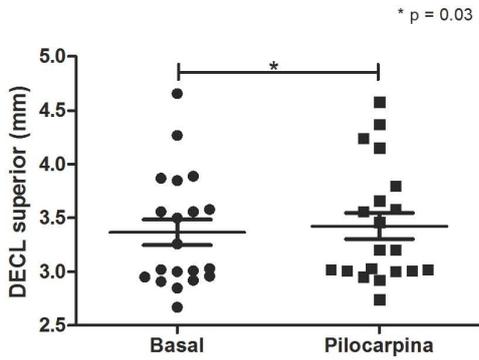
**Tabla 2****Mediciones con aplicación de pilocarpina 2%**

Variable	N	Minimo	Maximo	Media
DECL SUPERIOR	20	2.74	4.58	3.446
DECL NASAL	20	2.95	4.6	3.496
DTCC SUPERIOR	20	1.14	1.54	1.284
DTCC NASAL	20	1.08	2	1.405
AIC SUPERIOR	20	30.1	46.2	36.127
AIC NASAL	20	31.23	48.6	37.120

**DECL** = Distancia endotelio corneal-lente, **DTCC**= distancia trabéculo-cuerpo ciliar, **AIC** = Ángulo irido-corneal

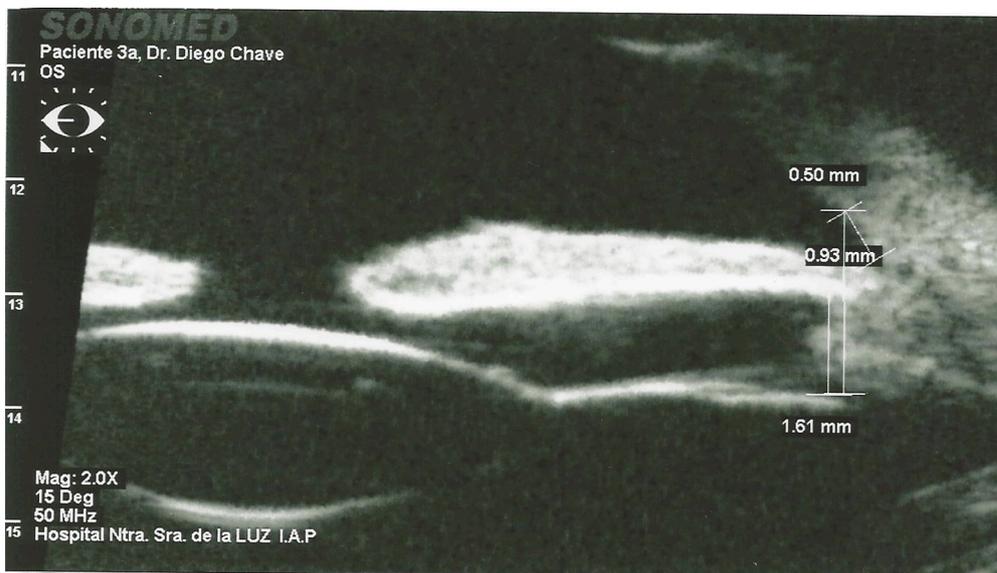
Los resultados en milímetros se representan en la siguientes gráficas para DECL y para DTCC, las mediciones para el AIC son representadas en grados.

### Gráfica de resultados

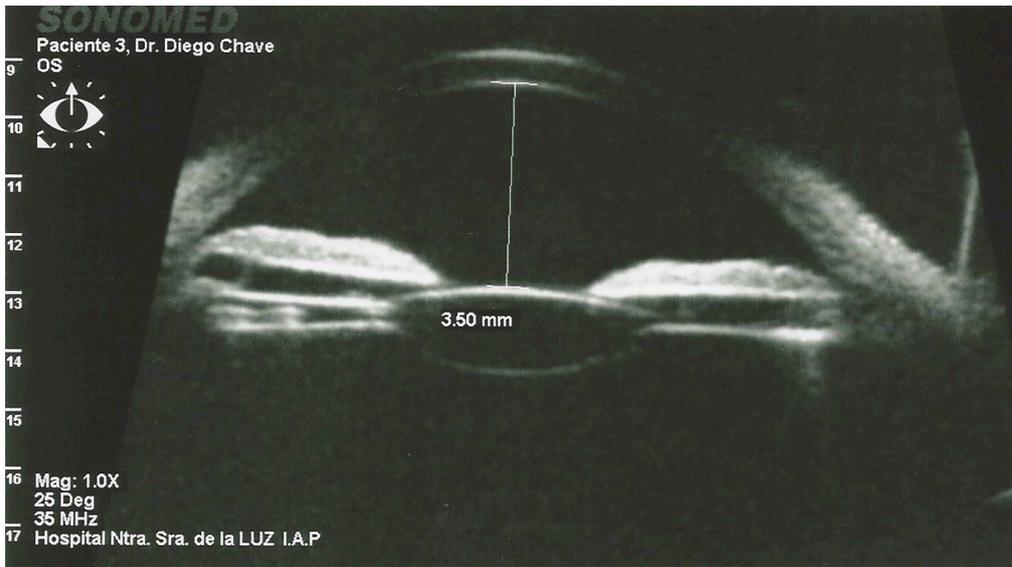




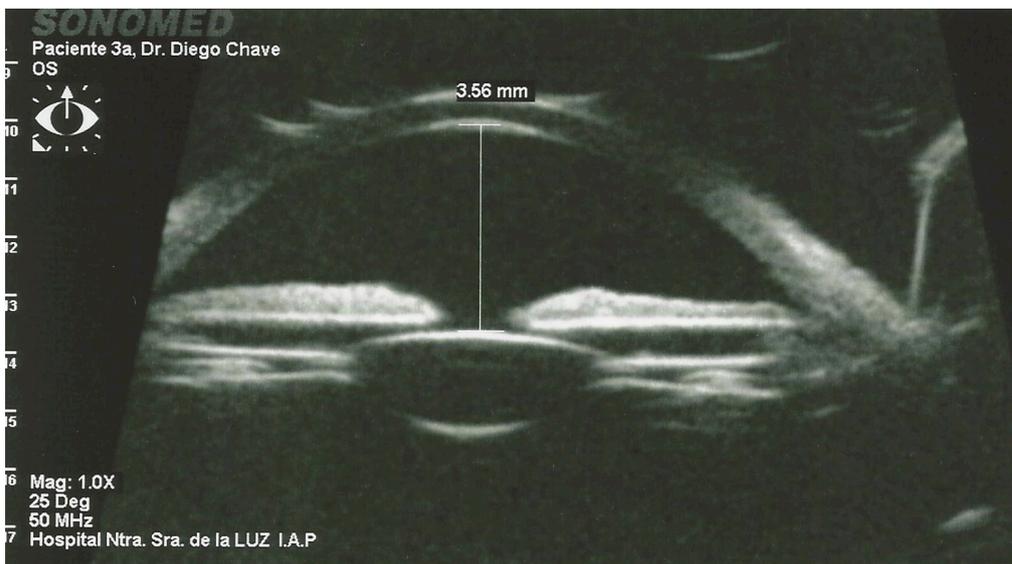
**Imagen 1:** Medición distancia trabéculo cuerpo ciliar basales ojo izquierdo



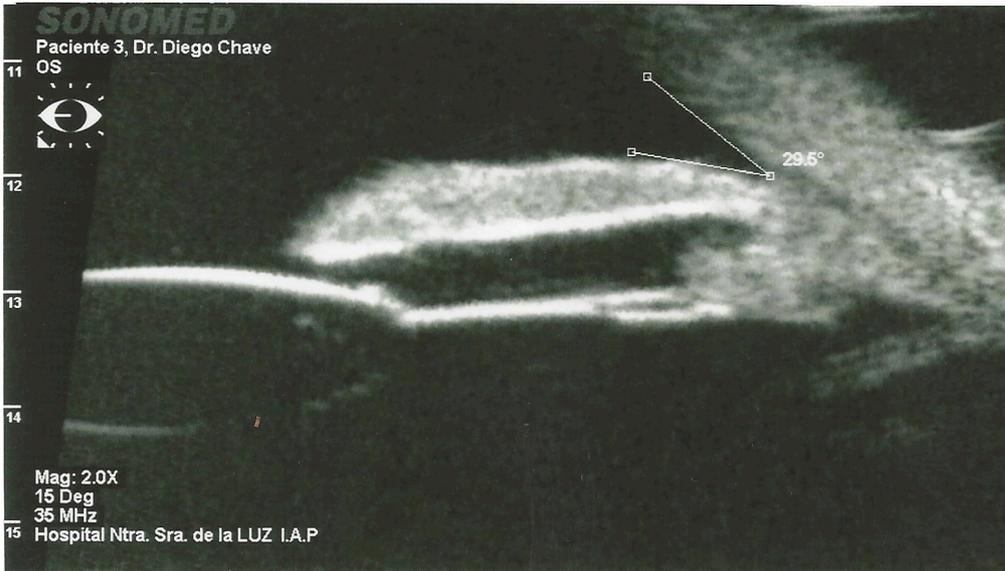
**Imagen 2:** Medición distancia trabéculo cuerpo ciliar posteriores a la aplicación de pilocarpina ojo izquierdo



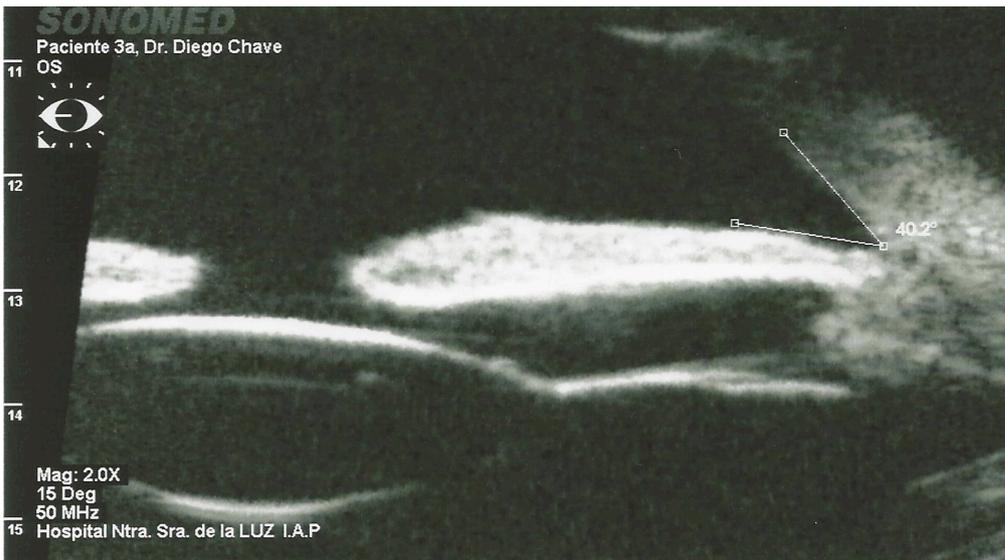
**Imagen 3:** Medición endotelio corneal-lente basal ojo izquierdo



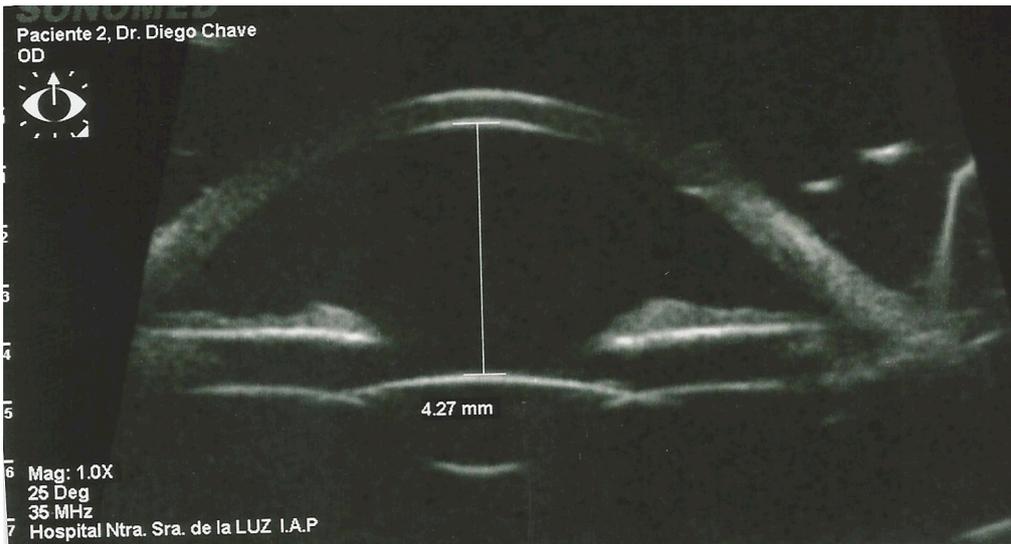
**Imagen 4:** Medición endotelio corneal-lente posterior a la aplicación de pilocarpina ojo izquierdo



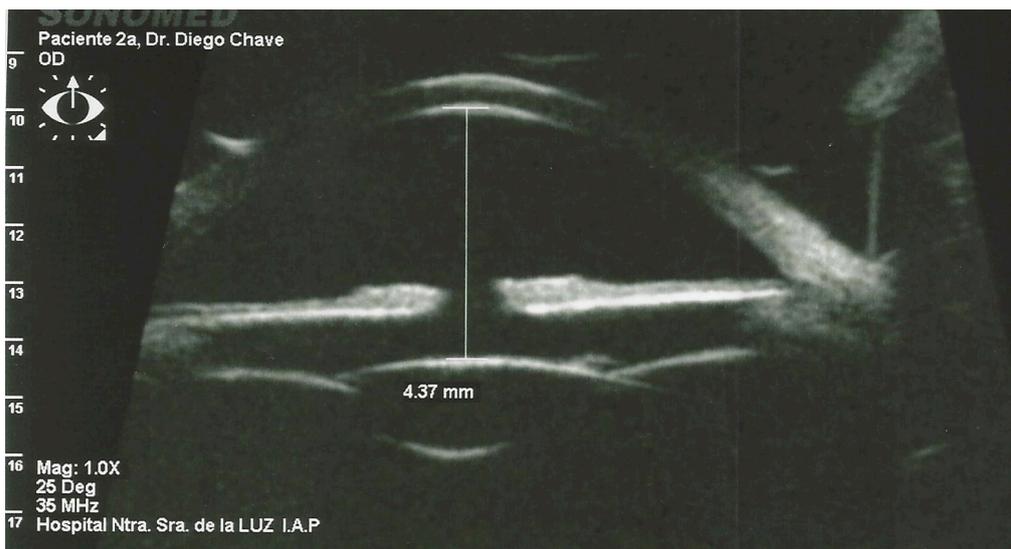
**Imagen 5:** Medición del ángulo irido-corneal ojo izquierdo basal



**Imagen 6:** Medición del ángulo irido-corneal posterior a la aplicación de pilocarpina ojo izquierdo



**Imagen 7:** Medición endotelio corneal-lente previo a la aplicación de pilocarpina ojo derecho



**Imagen 8:** Medición endotelio corneal-lente posterior a la aplicación de pilocarpina ojo derecho

## DISCUSIÓN

La pilocarpina indujo un cambio significativo en el desplazamiento del lente intraocular Crystalens AT-45 en la medición del DECL superior y nasal; sin embargo fué hacia una mayor profundidad de la cámara anterior, lo cual no es el objetivo de éste lente que está diseñado para desplazarse anteriormente y disminuir la DECL y la DTCC.

Asumiendo que el desplazamiento anterior del lente intraocular provee de capacidad acomodativa, la DECL debe disminuir, sin embargo en este estudio se demostró lo contrario al hacerse mayor la DECL.

Es esperado que al paso del tiempo el lente acomodativo pierda su capacidad de desplazamiento anterior probablemente debido a los cambios fibróticos de la cápsula del cristalino. El estudio UBM ha servido como método de elección para observar los cambios que pudieran afectar al funcionamiento del lente intraocular acomodativo como lo es la fibrosis capsular. El presente estudio incluyó pacientes intervenidos quirúrgicamente en el 2012, con una rápida pérdida de la capacidad acomodativa de este tipo de lentes.

Podemos concluir que la pilocarpina induce un cambio en la posición del lente hacia el segmento posterior, a pesar de que varios estudios reportan un movimiento anterior en la posición del lente utilizando este método. En el presente estudio se encontró una diferencia significativa en la medición de la DECL siendo ésta mayor posterior a la aplicación de pilocarpina al 2%. Las mediciones del AIC mostraron una diferencia

estadísticamente significativa lo cual es esperado al aplicar pilocarpina. La DTCC no mostró diferencia estadísticamente significativa.

En éste estudio se utilizó pilocarpina suponiendo que induce una contracción del musculo ciliar y por consiguiente el desplazamiento anterior del lente intraocular, sin embargo en otros estudios se han utilizado cartillas de lectura cercana durante la realización de UBM demostrando un evidente desplazamiento anterior. Resultaría interesante analizar las diferencias encontradas utilizando cartillas de lectura cercana en comparación con las obtenidas en el presente estudio utilizando pilocarpina.

Se requieren estudios con un mayor numero de pacientes y con un seguimiento a largo plazo con estudios de UBM si se quisiera documentar la perdida de motilidad del lente a través del tiempo. La fibrosis capsular es una consecuencia esperada en cirugía de catarata, podemos decir que los lentes intraoculares Crystalens AT-45 analizados en éste estudio están limitados en su función debido a fibrosis capsular, ocasionando que el lente se desplace posteriormente.

## CONCLUSIÓN

Es evidente que existe un grán interés por restaurar la acomodación del ojo présbita. Aquellos que pretenden desarrollar nuevas técnicas y lentes intraoculares deben considerar la anatomía del aparato de acomodación, el mecanismo de acomodación y las causas de presbicia para obtener éxito en la restauración de la acomodación. Los distintos lentes intraoculares acomodativos ofrecen algunas perspectivas interesantes, los datos clínicos son relativamente escasos y las mediciones objetivas de la acomodación aún son limitadas. Aunque algunos de los conceptos han sido explorados por décadas, los retos todavía permanecen.

Gracias a los avances tecnológicos en términos de instrumentos quirúrgicos, biomateriales, ingeniería y capacidades quirúrgicas se puede pensar que la restauración de la acomodación es posible, aunque actualmente falta mucho por investigar e innovar antes de que se establezca un tratamiento definitivo para la presbicia.

El Crystalens AT-45 no tiene un desplazamiento anterior durante el estímulo acomodativo utilizando pilocarpina al 2%, por lo tanto, no tiene una función acomodativa con este tipo de estímulo.

# BIBLIOGRAFÍA

---

- <sup>1</sup> Glasser A., Kaufman L.P. *The mechanism of accommodation in primates*, *Ophthalmology*. 1999 May; (106): 863-72.
- <sup>2</sup> Cumming *et. al.* *Clinical evaluation of the Crystalens AT-45 accommodating intraocular lens. Results of the U.S. food and drug administration clinical trial.* *Journal Cataract and Refractive Surgery*. 2006 May; 32(5):812-25.
- <sup>3</sup> Findl O., Leydolt C. *Meta-analysis of accommodating intraocular lenses.* *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2007 Mar; 33(3):522-7
- <sup>4</sup> Schachar R.A., Chan R.W., Fu M. *Viscoelastic properties of fresh human lenses under 40 years of age: implications for the aetiology of presbyopia.* *British Journal of Ophthalmology*, 2011 Jul; 95(7):1010-3.
- <sup>5</sup> Tscherning M. *Accommodation. Physiologic Optics.* 3rd ed. Philadelphia: The Keystone; 1920:192–228.
- <sup>6</sup> Schachar R.A., *Cause and treatment of presbyopia with a method for increasing the amplitude of accommodation.* *Ann Ophthalmology* 1992 Dec; 24(12):445-7, 452.
- <sup>7</sup> Chien C.H., Huang T., Schachar R.A., *A model for crystalline lens accommodation,* *Comprehensive Therapy*. 2003 Summer-Fall; 29(2-3):167-75.
- <sup>8</sup> Coleman D.J., *Unified model for accommodative mechanism.* *American Journal of Ophthalmology*. 1970 Jun;69(6):1063-79.
- <sup>9</sup> Coleman D.J., *On the Hydrailic suspension theory of accommodation,* *Transactions of the American Ophthalmological Society*, 1986;84:846-68.
- <sup>10</sup> Coleman D.J., *Presbyopia, accommodation and the mature catenary,* *Ophthalmology*. 2001 Sep;108(9):1544-51
- <sup>11</sup> Backsulin A., Bergmann U., Horoczi Z., Guthoff R., *Continuous ultrasound biomicroscopic imaging of the accommodative changes in the human ciliary body,* *klin monatsbl augenheilkd.* 1995 Oct;207(4):247-52.
- <sup>12</sup> Backsulin A., Bergmann U., Horoczi Z., Guthoff R., *Ultrasound biomicroscopic imaging of accommodative configuration changes in the presbyopic ciliary body,* *Ophthalmology* 1996 Apr; 93(2):199-203.
- <sup>13</sup> Wilson R.S., *Does de lens diameter increase or decrease during accommodation? Human accommodation studies: a new technique using infrared retroillumination video photography and pixel unit measurements,* *Transactions of the American Ophthalmological Society*. 1997; 95: 261–270.

- 
- <sup>14</sup> Boltz M., Prinz A., Drexler W., Findl O., *linear relationship of refractive and biometric lenticular changes during accommodation in emmetropic and myopic eyes*, British Journal of Ophthalmology. 2007 Mar;91(3):360-5.
- <sup>15</sup> Rosales P. Dubbelman M., Marcos S. Van del Heijde R., *Cristalline lens radii of curvature from Purkinje and Scheimpflug imaging*, Journal of visualized experiments. 2006 Sep 19;6(10):1057-67.
- <sup>16</sup> Macsai M.S., Padnick-Silver L., Fontes M. B., *Visual outcomes after accomodating intraocular lens implantation*. Journal Cataract and Refractive Surgery. 2006 Apr; 32(4):628-33.
- <sup>17</sup> Schafer W.D., Weale R.A., *The influence of age and retinal illumination on the pupil near reflex*, Vision Research. 1970 Feb;10(2):179-91.
- <sup>18</sup> Mays L.E., Gamlin P.D., *Neural circuitry controlling near response*, Current opinion Neurobiology. 1995 Dec;5(6):763-8.
- <sup>19</sup> Marg E., Morgan M.W., *Further investigation of the pupillary near reflex: The effect of accommodation, fusional convergence and the proximity factor on pupil diameter*. American Journal of Ophthalmology Archives of American Academy of Optometry 1950 May; 27(5):217-25.
- <sup>20</sup> Strenk S.A., Strenk L.M., Guo S., *Magnetic resonance imaging of aging, accomodating, phakic and pseudophakic ciliary muscle diameters*, Journal of Cataract and Refractive Surgery. 2006 Nov; 32(11):1792-8.
- <sup>21</sup> Farnsworth P.N., Shyne S.E., *Anterior zonular shifts with age*, Experimental eye Research. 1979 Mar; 28(3):291-7.
- <sup>22</sup> Glasser A., *Restoration of accommodation*, Current Opinion in Ophthalmology 2006 Feb; 17(1):12-8.
- <sup>23</sup> Ostrin L.A. Glasser A., *Edinger-westphal and pharmacologically stimulated acomodative refractive changes and lens and ciliary proces movements in Rhesus monkeys*. Experimental Eye Research. 2007 Feb; 84(2):302-13.
- <sup>24</sup> Mathews S, *Scleral expansión surgery does not restore accommodation in human presbyopia*, Ophtalmology. 1999 May;106(5):873-7.
- <sup>25</sup> Qazi M.A., Pepose J.S., Shuster J.J., *Implantation of scleral expansión band segments for the treatment of presbyopia*, American Journal of Ophthalmology, 2002 Dec;134(6):808-15.
- <sup>26</sup> Hamilton D.R., Davidorf J.M., Maloney R.K., *Anterior ciliary sclerotomy for treatment of presbyopia: a prospective controlled study*. Ophthalmology. 2002 Nov;109(11):1970-6.

- 
- <sup>27</sup> Singh G., Chalfin S. *Complication of scleral expansion surgery for treatment of presbyopia*, American Journal of Ophthalmology. 2000 Oct;130(4):521-3.
- <sup>28</sup> Yilmaz O.F., *et.al.*, *intracorneal inlay for the surgical corection of presbyopia*, Journal of Cataract and Refractive Surgery. 2008 Nov;34(11):1921-7.
- <sup>29</sup> Reinstein D.Z., *et.al.*, *LASIK for Presbyopia correction in emmetropic patients using aspheric ablation profiles and a micro-monovision protocol with Carl Zeiss Meditec MEL and Visumax*, Journal of Refractive Surgery. 2012 Aug;28(8):531-41.
- <sup>30</sup> Stahl J.E., *Conductive keratoplasty for presbyopia: 1 year results*, Journal of Refractive Surgery. 2006 Feb;22(2):137-44.
- <sup>31</sup> Yasuda A., Yamaguchi T., Ohkoshi K., *Changes in corneal curvature in accommodation*, Journal of Cataract and Refractive Surgery. 2003 Jul;29(7):1297-301.
- <sup>32</sup> Doane J.F., Jackson R.T., *Accommodative intraocular lenses: considerations on use function and desing*. Current Opinion in Ophthalmology. 2007 Jul;18(4):318-24.
- <sup>33</sup> Beiko G., *Status of accommodative intraocular lenses*. Current Opinion in Ophthalmology. 2007 Feb;18(1):74-9.
- <sup>34</sup> Langenbucher A., Huber S., Nguyen N.X., Seitz B., Kuchle M. *Theoretical and mesured pseudophakic accommodation after implantation of a new accommodative posterior chamber intraocular lens*, Archives of Ophthalmology. 2003 Dec;121(12):1722-7.
- <sup>35</sup> Stach O., Schneider H., Stave J., Guthoff R., *Potentially accommodating intraocular lenses: an in vitro and in vivo study using three-dimensional high frequency ultrasound*. Journal of Cataract and Refractive Surgery. 2005 Jan-Feb;21(1):37-45.
- <sup>36</sup> Dick HB, Dell S. *Single optic accommodative intraocular lenses*. Ophthalmology Clinics of North America 2006 Mar;19(1):107-24.
- <sup>37</sup> Coleman DJ, Trokel S. *Direct-recorded intraocular pressure variations in a human subject*. Archives Ophthalmology. 1969 Nov; 82(5):637-40.
- <sup>38</sup> Martin H, Guthoff R, Terwee T, Schmitz KP. *Comparison of the accommodation theories of Coleman and of Helmholtz by finite element simulations*. Vision Research. 2005 Oct;45(22):2910-5.
- <sup>39</sup> Fisher RF. *Is the vitreous necessary for accommodation in man?* British Journal of Ophthalmology. 1983 Mar; 67(3):206.
- <sup>40</sup> Hara T, Yasuda A, Yamada Y. *Accommodative intraocular lens with spring action. Part 1. Design and placement in an excised animal eye*. Ophthalmic Surgery. 1990 Feb;21(2):128-33.

- 
- <sup>41</sup> Hara T, Yasuda A, Mizumoto Y, Yamada Y. *Accommodative intraocular lens with spring action. Part 2: Fixation in the living rabbit.* Ophthalmic Surgery. 1992 Sep;23(9):632-5.
- <sup>42</sup> Sarfarazi FM. *Sarfarazi dual optic accommodative intraocular lens.* Ophthalmology Clinics of North America. 2006 Mar;19(1):125-8.
- <sup>43</sup> McLeod SD, Portney V, Ting A. *A dual optic accommodating foldable intraocular lens.* British Journal of Ophthalmology. 2003 Sep;87(9):1083-5.
- <sup>44</sup> McLeod SD, Vargas LG, Portney V, Ting A. *Synchrony dual-optic accommodating intraocular lens. Part 1: Optical and bio-mechanical principles and design considerations.* Journal of Cataract and Refractive Surgery. 2007 Jan;33(1):37-46.
- <sup>45</sup> McLeod SD. *Optical principles, biomechanics, and initial clinical performance of a dual-optic accommodating intraocular lens.* Transactions of the American Ophthalmological Society. 2006;104:437-52.
- <sup>46</sup> Werner L, Pandey SK, Izak AM, Vargas LG, Trevedi RH, Apple DJ, Mamalis N. *Capsular bag opacification after experimental implantation of a new accommodating intraocular lens in rabbit eyes.* Journal of Cataract and Refractive Surgery 2004. 2004 May;30(5):1114-23.
- <sup>47</sup> Kessler J. *Experiments in refilling the lens.* Archives of Ophthalmology. 1964 Mar;71:412-7.
- <sup>48</sup> Kessler J. *Refilling the rabbit lens. Further experiments.* Archives of Ophthalmology. 1966 Oct;76(4):596-8.
- <sup>49</sup> Haefliger E, Parel JM, Fantes F, Newton EW, Anderson DR, Forster RK, Hernandez E, Feuer WJ. *Accommodation of an endocapsular silicone lens (Phaco-Ersatz) in the nonhuman primate.* Ophthalmology. 1987 May;94(5):471-7.
- <sup>50</sup> Haefliger E, Parel JM. *Accommodation of an endocapsular silicone lens (Phaco-Ersatz) in the aging rhesus monkey.* Journal of Refractive and Cataract Surgery. 1994 Sep-Oct;10(5):550-5.
- <sup>51</sup> Ben-Nun J. *The NuLens accommodating intraocular lens.* Ophthalmology Clinics of North America. 2006 Mar;19(1):129-34.
- <sup>52</sup> Nguyen NX, Seitz B, Reese S, Langenbucher A, Kuchle M. *Accommodation after Nd: YAG capsulotomy in patients with accommodative posterior chamber lens ICU.* Graefes Archives of Clinical and Experimental Ophthalmology. 2005 Feb;243(2):120-6.
- <sup>53</sup> Cumming *et. al.* *Clinical evaluation of the Crystalens AT-45 accommodating intraocular lens. Results of the U.S. food and drug administration clinical trial.* Journal Cataract and Refractive Surgery. Mayo 2006; 5(32), 812-25.
- <sup>54</sup> Macsai M.S., Padnick-Silver L., Fontes M. B., *Visual outcomes after accommodating intraocular lens implantation.* Journal Cataract and Refractive Surgery. Apr 2006; 4(32), 628-33

- 
- <sup>55</sup> Alio L.J., Patel S., *Some factors governing the efficacy of positional pseudoaccommodative intraocular lenses*. Ophthalmology. Nov 2005; 112(11). 115-123.
- <sup>56</sup> Marchini G. et al. *Functional assessment of two different accommodative intraocular lenses compared with monofocal intraocular lens*. Ophthalmology. Nov 2007; 114(11), 2038-43.
- <sup>57</sup> F.E. Harman et. al. *Comparing the ICU accommodative, multifocal, and monofocal intraocular lenses*. Ophthalmology . 2008 Jun;115(6):993-1001.
- <sup>58</sup> Findl O., Leydolt C. *Meta-analysis of accommodating intraocular lenses*. Journal of Cataract and Refractive Surgery. 2007 Mar;33(3):522-7.
- <sup>59</sup> Pavlin C.J., Harasiewicz K., Foster F.S. *Subsurface ultrasound microscopic imaging of the intact eye*. Ophthalmology. 1990 Feb;97(2):244-50.
- <sup>60</sup> Dada T. et. al. *Comparison of anterior segment optical coherence tomography and ultrasound biomicroscopy for assessment of the anterior chamber*. Journal Cataract and Refractive Surgery. 2007 May;33(5):837-40.
- <sup>61</sup> Konstantopoulos A., Hossain P., Anderson D. *Recent advances in ophthalmic anterior segment imaging: a new era for ophthalmic diagnosis?*. British Journal of Ophthalmology. 2007 Apr;91(4):551-7.
- <sup>62</sup> Marchini G., Pedrotti E., Sartori P., Tosi R. *Ultrasound biomicroscopic changes during accommodation in eyes with accommodating intraocular lenses. Pilot study and hypothesis for the mechanism of accommodation*. Journal of Cataract and Refractive Surgery. 2004 Dec;30(12):2476-82.
- <sup>63</sup> Cazal J. , Cosme L., Marin J., Vergés C. *Accommodative intraocular lens tilting*. American Journal of Ophthalmology. 2005 Aug;140(2):341-4.
- <sup>64</sup> Krichbaum K., Findl O., Koepl C., Menapace R., Drexler W. *Stimulus-driven versus pilocarpine-induced biometric changes in pseudophakic eyes*. Ophthalmology, 2005 Mar;112(3):453-9.
- <sup>65</sup> Katzung B. G. *Farmacología básica y clínica*. Manual moderno 3 edición, México 2005. 100-07.