



FACULTAD DE FARMACIA

Trabajo de fin de grado

Grado en óptica y optometría

PRESBICIA: ¿HACIA DÓNDE VAMOS?

María Victoria Sánchez García



FACULTAD DE FARMACIA

Trabajo de fin de grado

Grado en óptica y optometría

PRESBICIA: ¿HACIA DÓNDE VAMOS?

María Victoria Sánchez García

Sevilla, 18 de junio de 2018

Área de óptica/ Departamento de la materia condensada

Tutora: María José Bautista Llamas

Revisión bibliográfica

ÍNDICE

1. RESUMEN	1
2. INTRODUCCIÓN	2
3. OBJETIVOS	5
4. METODOLOGÍA	6
5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	7
5.1 LENTES OFTÁLMICAS	7
5.1.1 Lentes monofocales:	7
5.1.2 Lentes multifocales	8
5.2 LENTES DE CONTACTO	10
5.2.1 Lentes de contacto multifocales	10
5.2.2 Monovisión	13
5.3 CIRUGÍA REFRACTIVA	16
5.3.1 Cirugía corneal	16
5.3.2 Implantes corneales	20
5.3.3 Lentes intraoculares multifocales	23
5.3.4 Otras técnicas	29
6. CONCLUSIONES	32
7. BIBLIOGRAFÍA	33

1. RESUMEN

Introducción: La acomodación es el mecanismo que nos permite enfocar a distancias cercanas, sin embargo, con la edad, los componentes oculares que lo llevan a cabo se deterioran y se pierde progresivamente esta capacidad. De esta forma, el punto más cercano que el sistema es capaz de enfocar nítidamente en la retina cada vez es más lejano, impidiéndonos realizar muchas actividades y mermando nuestra calidad de vida.

Objetivos: Dar a conocer qué es la presbicia y en qué consisten los distintos sistemas de corrección o tratamientos existentes para que esta tenga el menor impacto posible en nuestra vida cotidiana.

Metodología: Revisión bibliográfica para la que la información se ha obtenido de las bases de datos Pubmed, Medline, Science direct y Dialnet. Se ha trabajado con artículos tanto en inglés como en español sin acotación por fechas aunque empleando documentos preferentemente de los últimos cinco años.

Resultados y discusión: La corrección de la presbicia podemos fragmentarla en tres grupos:

En primer lugar, las lentes oftálmicas podemos encontrar desde lentes monofocales de uso puntual hasta lentes progresivas, con un cambio de potencia gradual para visión lejana, intermedia y a distancia, pasando por las bifocales con dos zonas ópticas diferenciadas.

En segundo lugar, las lentes de contacto se diferencian en dos grupos, las multifocales o de visión simultánea y la monovisión.

Y por último, dentro de la cirugía encontramos numerosas técnicas que se pueden realizar a nivel corneal, cristaliniario o escleral.

Palabras clave: “accommodation”, “presbyopia physiology”, “presbyopia correction”, “multifocal contact lens”, “monovision” y “presbyopia surgery”.

2. INTRODUCCIÓN

La presbicia es un proceso degenerativo normal, irrefrenable e inevitable asociado a la edad que afecta al sistema visual. Para comprender el concepto de presbicia antes debemos conocer en qué consiste el mecanismo de acomodación cuyos responsables son el cristalino, el músculo ciliar y las fibras zonulares.

Cuando se observa un objeto lejano, en un ojo normal, los rayos entran paralelos y se enfocan en retina. Sin embargo, si el objeto está a una distancia más cercana que el infinito óptico (6 metros), su imagen se formará por detrás de esta. Es entonces cuando se pone en juego el mecanismo de acomodación para obtener una imagen nítida en retina de un objeto cercano (Maldonado López, 2012).

La acomodación se define como la capacidad de aumentar el poder refractivo del sistema ocular, concretamente del cristalino, mediante el incremento de su curvatura por la contracción del músculo ciliar y simultánea relajación de las fibras zonulares (Martín Herranz, 2010). La información nerviosa utiliza el II par craneal como vía aferente y el III par como vía eferente (Maldonado López, 2012).

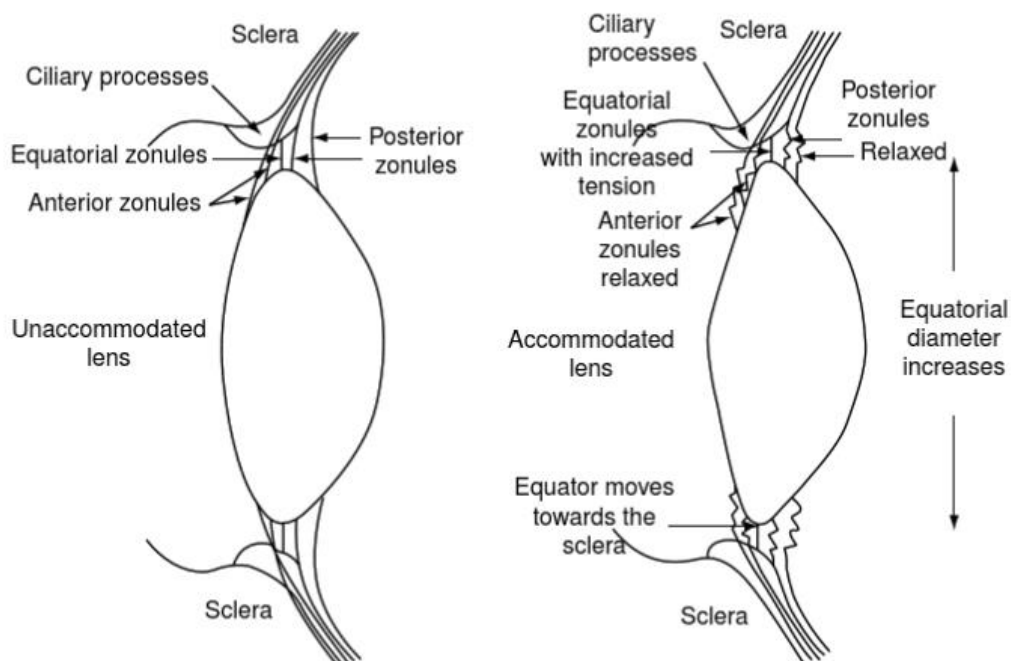


ILUSTRACIÓN 1 VISTA ESQUEMÁTICA DEL MECANISMO DE ACOMODACIÓN

(Schachar, 2006)

Este no es un mecanismo que se mantenga intacto durante toda la vida. La amplitud acomodativa (AA) es el valor acomodativo máximo que un ojo es capaz de ejercer. Franciscus C. Donders (1864) y A. Duane (1922) a partir de los resultados experimentales obtenidos en sus estudios, plasmaron en la siguiente tabla los valores de amplitud de acomodación esperados en base a la edad.

Edad	Amplitud de acomodación		Edad	Amplitud de acomodación	
	Duane	Donders		Duane	Donders
10	13,5	19,7	40	6	5
15	12,5	16	45	3,7	3,8
20	11,5	12,7	50	2,0	2,6
25	10,5	10,4	55	1,3	1,7
30	9	8,2	60	1	1
35	7,2	6,3	65	0,5	0,5

ILUSTRACIÓN 2 VARIACIÓN DE LA AMPLITUD DE ACOMODACIÓN CON LA EDAD DONDERS (1864), DUANE (1922)

(Furlan et al., 2009)

Otra estimación fue propuesta por H. Hofstetter, que determina que la amplitud comienza a disminuir a razón de 0,3D al año hasta los 55 años y propone las siguientes fórmulas empíricas para el cálculo aproximado de la amplitud de acomodación (Furlan et al., 2009).

$$AA_{mínima} = 15 - 0,25 \times Edad$$

$$AA_{media} = 18,5 - 0,3 \times Edad$$

$$AA_{máxima} = 25 - 0,4 \times Edad$$

De esta forma, alrededor de la cuarta o quinta década de la vida, el punto más cercano que el sistema ocular es capaz de enfocar, denominado punto remoto, se ha alejado tanto que la persona es incapaz de leer a su distancia de trabajo habitual, siempre y cuando esté corregida la visión lejana (Schachar, 2006).

La presbicia es un proceso universal, por lo tanto la etiología debe darse en el 100% de los individuos. Para determinar la etiología se han propuesto y estudiado diversas posibles causas como la esclerosis del cristalino, la rigidez capsular cristaliniiana o la disminución de la función del músculo ciliar (Schachar, 2006).

A lo largo de los tiempos han surgido varias teorías al respecto que se resumen en dos contrapuestas, la de Hess-Gullstrand, que defiende que la presbicia se produce únicamente por los cambios cristalinianos, y la de Duane-Fincham, que añade la influencia del envejecimiento del músculo ciliar en la pérdida de amplitud de acomodación (Furlan et al., 2009).

Final y probablemente el origen de la presbicia sea multifactorial, estando implicados tanto los cambios en el cristalino y como en otros tejidos implicados como los del músculo ciliar.

Si nuestra edad está en torno a los 40-50 años y comienzan a aparecer síntomas como dificultad para enfocar objetos cercanos, fatiga ocular, dolor de cabeza o dificultad de lectura en condiciones de baja iluminación debemos sospechar que la presbicia puede ser la responsable (Conejero Domínguez, 2014). Así pues debemos acudir a nuestro optometrista u oftalmólogo, para su diagnóstico y obtención de la información necesaria para corregirla.

3. OBJETIVOS

Nuestro objetivo principal es conocer en qué consiste la presbicia, qué cambios anatómicos la generan y población a la que afecta, así como informar sobre las posibilidades de corrección existentes; lentes oftálmicas, lentes de contacto y cirugía.

Como objetivos específicos determinamos:

- Dar a conocer las indicaciones, limitaciones y complicaciones de los distintos sistemas de corrección.
- Analizar el confort visual y la capacidad de adaptación de los pacientes a los distintos sistemas correctivos.

4. METODOLOGÍA

El diseño del trabajo responde a una revisión bibliográfica.

Para cumplir con los objetivos del este trabajo se ha realizado una búsqueda de información que abarca tanto libros físicos, disponibles en la Biblioteca CRAI Antonio de Ulloa de la Universidad de Sevilla, como recursos informáticos.

Desde la página web de la biblioteca de la Universidad de Sevilla se ha accedido a revistas y libros electrónicos así como a bases de datos como Pubmed, Medline, Science direct y Dialnet.

La información se ha buscado en cuatro pasos. Por una parte, información general sobre presbicia utilizando como palabras clave “accommodation” y “presbyopia physiology”. Por otra, se ha buscado información concreta sobre los tres tipos de corrección de la presbicia existentes. En este caso, como palabras clave se han utilizado “presbyopia correction”, “multifocal contact lens”, “monovision”, “presbyopia surgery”.

La información recopilada se ha sintetizado y reorganizado en los apartados que a continuación se muestran, dando una visión general sobre el tema tratado.

No se han acotado temporalmente los artículos empleados. Como primera opción se han escogido artículos de los tres últimos años aunque sin dejar de usar otros hayan resultado de interés independientemente de la fecha de su publicación. Se han utilizado artículos tanto en español como en inglés.

5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

5.1 LENTE OFTÁLMICAS

5.1.1 Lentes monofocales:

Las llamadas gafas de cerca es la opción a la que muchos presbíteros recurren, especialmente al principio. Estas llevarán la graduación necesaria para la visión próxima y se ponen para realizar tareas a esa distancia, es decir, su uso no sería continuado.

A la hora de realizar dichas tareas ofrecen un gran campo de visión, pero la principal desventaja es la incomodidad de tener que ponerla y quitarla para mirar a distintas distancias y que no cubren distancias intermedias.

Dentro de este tipo de gafas se han popularizado las gafas premontadas, que no son más que lupas, generalmente de baja calidad. Nacieron como una solución puntual pero se han extendido hasta el punto que muchos presbíteros las utilizan como único sistema de corrección de la presbicia, sin tener en cuenta los perjuicios que les pueden ocasionar.

Un estudio publicado en la revista Ver y Oír determinó los inconvenientes de las gafas premontadas y valoró a cuántos pacientes, de un grupo de 891, afectaba a cada uno de ellos. Determinó que un 21,21% no eran candidatos adecuados debido a la presencia de astigmatismo, el 48% por anisometropía, el 66% por distancia interpupilar inadecuada y el 10,21% por necesidad de distinta adición en cada ojo. Finalmente determinó que tan solo el 10,9% entraría dentro del rango de posibles usuarios de gafas premontadas (García Montero et al., 2008).



ILUSTRACIÓN 2 DISTANCIA DE LECTURA

5.1.2 Lentes multifocales

Las lentes oftálmicas multifocales constituyen una opción de corrección a la presbicia, reuniendo en una sola lente la compensación necesaria para lejos y cerca.

5.1.2.1 Bifocales

El bifocal es un sistema óptico con dos zonas ópticas y por lo tanto ofrecen dos campos de visión. Es una opción válida en presbíteros jóvenes, cuya adición es baja, sin embargo, en casos de adiciones altas tendremos todo el campo de visión intermedia desatendida. Hay distintos tipos de bifocales:

Las primeras en aparecer fueron las lentes bifocales descritas por B. Franklin en 1784. Estas están compuestas de dos lentes de un único material y por tanto un único índice de refracción pero con distinta curvatura y por consiguiente distinta potencia.

Morck diseñó en 1880 los bifocales pegados que constan de una lente con la potencia de lejos a la que, en su parte inferior, se le pega una lentilla.

Schnaitman diseñó los bifocales monobloque a mediados del siglo XIX. Se tallaba una lente con la potencia de cerca y se aplanaba la zona de lejos.

Los bifocales ejecutivos son un tipo de bifocales monobloque surgidos en 1954 en los que la línea de separación es recta y cubre toda la lente. La cual podría ser visible o no.

Por último los fundidos son aquellos que combinan dos materiales con distinto índice de refracción (Caum Aregay, 2001).

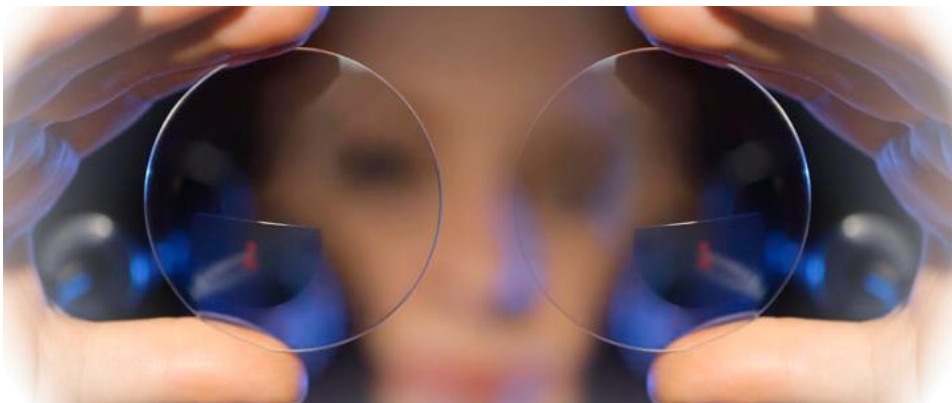


ILUSTRACIÓN 3 LENTES BIFOCALES. IMAGEN DE LOA

5.1.2.2 Trifocales

Los trifocales fueron creados por Hawkins a partir de la idea primera del bifocal y con el objetivo de cubrir su principal carencia, la zona intermedia. Se han desarrollado de tipo fundido y monobloque (Caum Aregay, 2001).

Los trifocales no tuvieron buena aceptación desde el principio y actualmente están en desuso.

5.1.2.3 Progresivas

Una lente progresiva es aquella que, a lo largo de su altura, varía su potencia gradualmente sin discontinuidades desde la que el paciente necesita para ver nítido a distancia lejana hasta la que necesita para la visión cercana.

La zona para ver de lejos y la zona para ver de cerca tienen una potencia constante mientras que la zona que queda entre ambas se llama corredor o pasillo progresivo y es a lo largo de este donde la potencia varía gradualmente.

Dentro de estas existen distintos tipos:

- Estándar: son aquellas lentes que se fabrican en base a las medidas medias de la población. Son más económicas aunque la tasa de adaptación es algo menor.
- Freeform: son lentes progresivas de alta gama que se diseñan de acuerdo con las dimensiones faciales del paciente y la montura.
- Personalizadas: además de tener en cuenta las medidas faciales y de la montura, también se diseñan en base al coeficiente de movilidad de los ojos con respecto a la cabeza.
- Ocupacionales: son lentes cuyo diseño se personaliza para tareas específicas como aquellas en visión intermedia y cerca. Por ejemplo, para el uso de ordenadores.

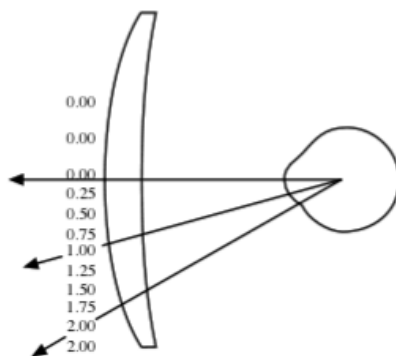


ILUSTRACIÓN 4 LENTE PROGRESIVA.

(Caum Aregay 2001)

A la hora de la adaptación a lentes progresivas es fundamental la predisposición y motivación del paciente. De igual forma lo es el conocimiento de sus limitaciones, para no crear falsas expectativas, y saber que generalmente no es un proceso inmediato, sino que necesita un periodo de adaptación (Conejero Domínguez, 2014).

Además, se ha demostrado que la adaptación es más rápida y llevadera si comenzamos por adiciones bajas, como demostró un estudio en el que 29 pacientes que usaban progresivos Varilux. Estos usaron durante una semana un par de lentes progresivas con su adición normal y durante otra un par sobregraduado con 0,50D. Se hizo una encuesta de satisfacción y la adición normal obtuvo los resultados más altos (Cho et al., 1991).

5.2 LENTE DE CONTACTO

5.2.1 Lentes de contacto multifocales

Las lentes multifocales son actualmente la opción más popular dentro de las lentes de contacto para presbítas. Estas constan de distintas zonas concéntricas con distintas potencias. La transición de unas zonas a otras puede ser progresiva o bien pueden ser zonas acotadas y diferenciadas. Con este tipo de lentes se forman dos o más imágenes simultáneas en retina correspondientes a visión cercana, lejana o intermedia y es el cerebro el encargado de escoger la de interés y suprimir la otra (Guzmán y Llorca, 2003). Existen cuatro diseños dentro de este tipo de lentes:

5.2.1.1 Diseño concéntrico

Estas tienen dos o tres zonas acotadas y diferenciadas, una la zona central y otra la periferia. Se puede encontrar la potencia para cerca en el centro y la potencia para lejos en periferia o bien al contrario (Guzmán y Llorca, 2003). Un ejemplo sería la Menifocal Z (Menicon), que es una lente de contacto gas permeable con tres zonas ópticas diferenciadas, una para lejos, una para cerca y una zona de transición.

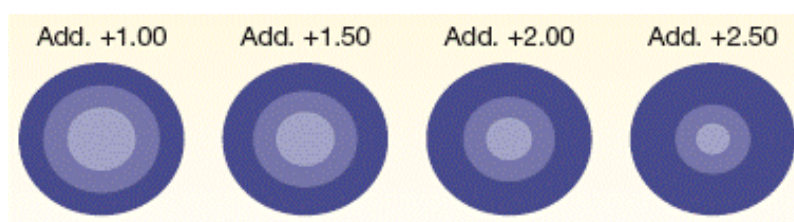


ILUSTRACIÓN 5 MAPA DE POTENCIA DE LA LENTE MENIFOCAL EN FUNCIÓN DE LA ADICIÓN. IMAGEN DE MENICON

5.2.1.2 Diseño esférico o progresivo

Este tipo de lentes también tienen una zona central en la que se pondrá la potencia de lejos o de cerca y el cambio de potencia se produce de forma progresiva de centro a periferia (Guzmán y Llorca, 2003). Un ejemplo de este tipo de lente sería la Air Optix Multifocal (Alcon) que tiene reemplazo mensual, un contenido en agua equivalente al 33% y un rango de potencia de +6,00 a -10,00D

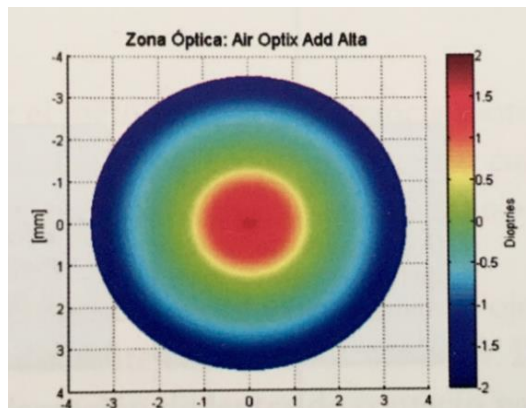


ILUSTRACIÓN 6 ZONAS ÓPTICAS DE AIR OPTIX ALTA ADICIÓN

(Collar and González-Méijome 2016)

5.2.1.3 Diseño difractivo

Pretende conseguir la formación de imágenes simultáneas tanto de lejos como de cerca. Está formado por anillos concéntricos alternando la potencia para lejos y cerca. Cuanto menor sea la separación entre anillo mayor será la adición. Es el cerebro el que escoge la imagen que asimila y la que suprime.



ILUSTRACIÓN 7 MAPA DE POTENCIA DE LA LENTE MENIFOCAL EN FUNCIÓN DE LA ADICIÓN.

(Guzmán y Llorca, 2003)

5.2.1.4 Diseño multizona

Tiene cinco zonas concéntricas alternando la potencia de lejos y de cerca, empezando en el centro por el lejos. La anchura de cada zona está basado en el diámetro pupilar que varía con la intensidad luminosa ofreciendo visión nítida en todas las distancias (Guzmán y Llorca, 2003). La lente Acuvue Oasys for presbyopia (Johnson & Johnson) es un ejemplo de este diseño. Tiene un reemplazo quincenal, una hidratación correspondiente al 38% y potencias desde +6,00 a -9,00D.

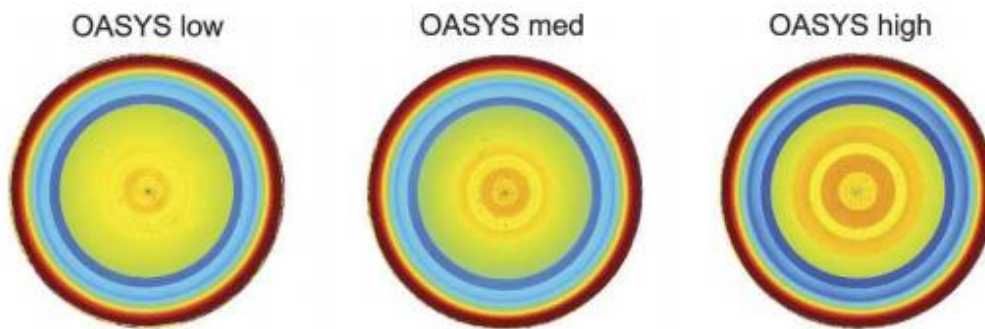


ILUSTRACIÓN 8 MAPAS DE POTENCIA DE ACUVUE OASYS

(American Academy of Optometry. 1989)

Cuando nos encontramos con una pupila demasiado pequeña como para abarcar la periferia de la zona óptica de la lente puede ocasionar al paciente serias dificultades para enfocar en visión lejana (en aquellos diseños en los que la región de visión distante se encuentre en la parte externa). De la misma forma, una pupila grande, ya sea por naturaleza o debido a condiciones escotópicas, podría ocasionar molestias relacionadas con destellos y difracciones (Cardona y López, 2016).

Además hay que tener en cuenta que el diámetro de la pupila es un parámetro muy dinámico, no solo influenciado por la iluminación sino también por otros factores como la edad y la distancia de trabajo (Cardona y López, 2016)

La gran mayoría de las lentes de contacto multifocales que se adaptan son desechables como los tres ejemplos mostrados pero también las hay convencionales e incluso rígidas, como la Menifocal de Menicon ya nombrada, aunque apenas se adaptan.

5.2.2 Monovisión

Se trata de una técnica refractiva que consiste en corregir un ojo con la potencia necesaria para enfocar en visión lejana y el otro para enfocar en visión cercana. La diferencia entre ambos ojos no debe superar 1,25-1,50 D para obtener buenos resultados y buena tolerancia. Se consigue una anisometropía adquirida que provoca la superposición de una imagen borrosa y otra nítida. Es un método vinculado a lentes de contacto, aunque en los últimos años también se utiliza en cirugía refractiva. Sin embargo, es una técnica descartada para ser usada en lentes oftálmicas debido a la anisometropía y los problemas asociados que provocaría (Evans, 2007).

La monovisión es independiente del tamaño pupilar y por lo tanto no se verá comprometida la visión ante las distintas situaciones fotópicas (Vasudevan et al., 2014).

5.2.2.1 Monovisión extendida o mejorada

En los casos en que se requieran adiciones altas y la visión intermedia se vea aún más perjudicada la solución podría ser sustituir una de las lentes por una lente multifocal o bifocal. A esta variación de la técnica se la denomina monovisión extendida o mejorada. La lente monofocal se pondrá con la potencia necesaria para enfocar en lejos si esa es la zona de visión más importante para el paciente o en cerca si para él las tareas en visión cercana son las más importantes (Charman, 2014).

5.2.2.2 Monovisión modificada

La monovisión modificada es aquella en la que los dos ojos utilizan bi o multifocales. La lente que se coloca en el ojo dominante normalmente tendrá la potencia para lejos en su parte central mientras que el no dominante tendrá la de cerca.

5.2.2.3 Monovisión parcial

La monovisión parcial es la técnica en la que se reduce la adición, con ligera pérdida de agudeza visual cercana, para salvar la visión intermedia. En este caso, para las tareas cercanas más minuciosas se precisaría de una gafa con la adición necesaria (Charman, 2014).

En cuanto a las limitaciones, encontramos la desatención de la visión intermedia. En un intento por cubrirla comprometeríamos la calidad de la visión cercana o lejana (Evans, 2007). A esto hay que añadir otros problemas como la pérdida de agudeza perceptiva tridimensional,

especialmente cuanto mayor sea la potencia, y la incapacidad por parte del paciente de suprimir un ojo (Vasudevan et al., 2014).

A pesar de que la monovisión es una técnica exitosa y con decenas de años de experiencia, el mecanismo cerebral que soporta no es minuciosamente conocido. Un estudio publicado este mismo año se propuso el objetivo de medir los potenciales visuales evocados en un grupo de presbítas para comprender la actividad cortical tras adaptarse a la monovisión con lentes de contacto. Finalmente detectaron se producía la reducción de algunas actividades cerebrales durante la monovisión pero eran compensadas por el aumento de otras funciones en el área visual primaria extraestriada y en la ínsula anterior. En definitiva, se confirma la presencia de una adaptación fluida del cerebro a las interferencias monoculares. (Zeri et al., 2018)

No son muchos los estudios que comparan el rendimiento visual y la satisfacción del paciente pero los existentes en su mayoría coinciden en que la multifocalidad gana la batalla. Por ejemplo, un estudio realizado por Fernandes P. et al midió la agudeza visual de alto y bajo contraste a distancia y cerca en pacientes aleatorizados divididos en dos grupos. Unos utilizaban lentes de contacto multifocales (Bausch & Lomb SofLens Multifocal) y otros monovisión (SofLens 59). Finalmente con las primeras se demostró una agudeza visual excelente sin comprometer la visión tridimensional que nos otorga el ver con ambos ojos simultáneamente (Fernandes et al., 2013).

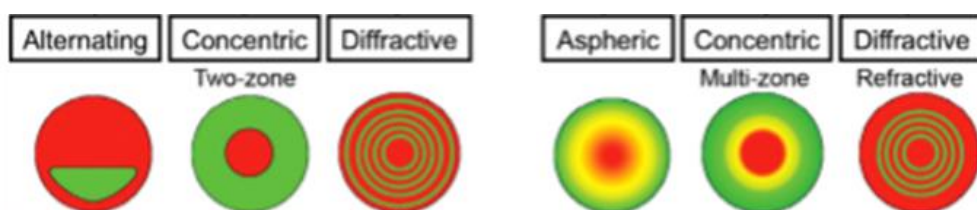


ILUSTRACIÓN 9 DISEÑOS DE LENTES DE CONTACTO MULTIFOCALES

(Fernandes et al., 2013)

A pesar de esto, la monovisión tiene algunas claras ventajas con respecto a la multifocalidad, especialmente las derivadas de las condiciones de luz. Un estudio publicado por García-Lázaro et al concluyó que con iluminación alta las lentes monofocales proporcionaban un mejor rendimiento visual y sensibilidad al contraste (García-Lázaro et al., 2015)

Respecto a la multifocalidad, a menor adición menos aberraciones inducidas y menor impacto en la calidad visual. Por lo tanto, lo ideal es que la adaptación se haga lo más temprana posible (Villa Collar y González-Méijome, 2016)

En 2018 se publicó un estudio que comparaba cuatro lentes multifocales de visión simultánea y otras monofocales. Las lentes fueron Air Optix Aqua Multifocal [Alcon], PureVision Multifocal [Bausch & Lomb], Acuvue Oasys para la presbicia [Johnson & Johnson Vision], y Biofinity Multifocal [CooperVision] y con lentes de contacto monofocales (Air Optix Aqua, Alcon). Air Optix Aqua Multifocal y Pure Vision obtuvieron mejores resultados en cuanto a agudeza visual a distancia y sensibilidad al contraste en tres niveles de luminancia distintos, aunque todas ellas ofrecen peor rendimiento que las lentes monofocales (Novillo-Díaz et al., 2018).

A pesar de que todos los pacientes presbíteros podrían ser corregidos con lentes de contacto los candidatos ideales son aquellos entre 40 y 50 años, con adición que no supere las 2,00D y que tengan motivación profesional, deportiva o estética. Es importante escoger el sistema de corrección que más se adecúe a las necesidades del paciente y esperar un periodo de adaptación de al menos 15 días.

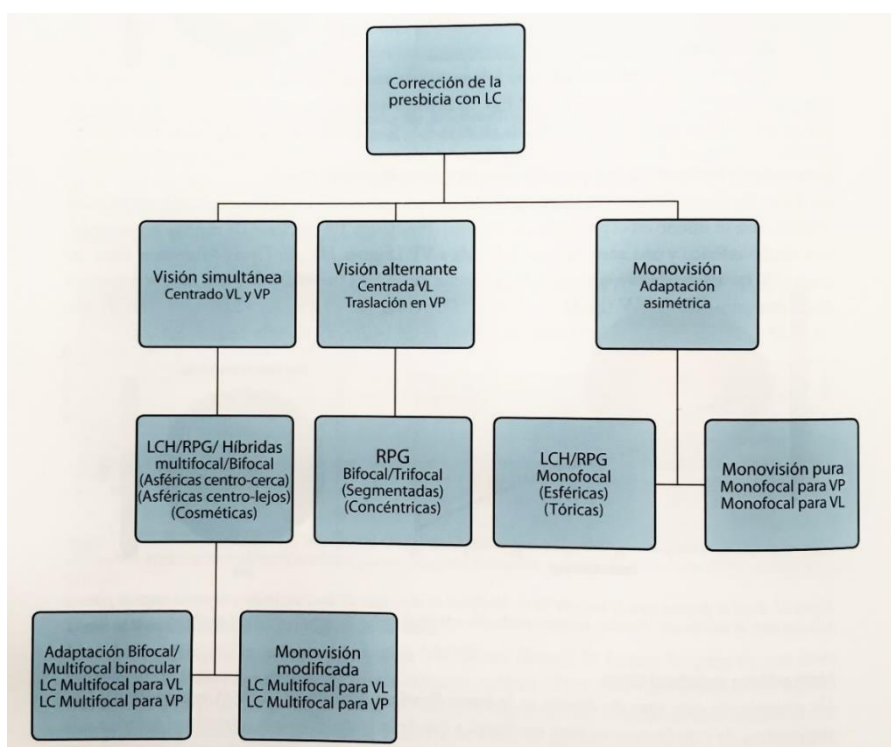


ILUSTRACIÓN 10 DIAGRAMA DE LAS OPCIONES DE ADAPTACIÓN DE LENTES DE CONTACTO PARA LA CORRECCIÓN DE LA PRESBICIA.

(Villa Collar y González-Méijome, 2016)

5.3 CIRUGÍA REFRACTIVA

La corrección de la presbicia mediante cirugía refractiva sigue siendo todo un reto para los cirujanos. Son muchas las técnicas existentes aunque cada una con sus complicaciones y, sobretodo, sus limitaciones.

La cirugía puede realizarse tanto a nivel corneal como intraocular. A continuación se facilita una descripción general de las técnicas actualmente existentes relativas a la corrección de la presbicia.

5.3.1 Cirugía corneal

5.3.1.1 Monovisión:

Como ya se ha explicado en el apartado de lentes de contacto, el objetivo de la monovisión es proporcionar una visión funcional tanto cercana como distante mediante la corrección de un ojo para enfocar en cerca y otro en lejos, dejando algo descuidada la visión intermedia.

El procedimiento quirúrgico se realiza con láser excímer por medio de dos técnicas distintas LASIK o ASA. En el primero se talla un flap corneal, se aplica el láser y se recoloca, mientras que en el segundo se desepiteliza la córnea y a continuación se aplica el láser. Por regla general, la técnica ASA se reserva para cuando no podemos utilizar LASIK dado que la recuperación con la primera es mucho más lenta.

Con respecto a las limitaciones encontramos las mismas que en el caso de las lentes de contacto sumadas a las propias de procedimiento quirúrgico que se emplee, por ejemplo ojo seco en el caso del LASIK.

Hay que insistir en las limitaciones de dicha técnica, concretamente en que puede haber distancias para las que necesite gafas y que conforme la adición aumente será necesario reintervenir o usar otro sistema de corrección (Gil-Cazorla et al., 2016)(Evans, 2007).

Un estudio midió la agudeza visual, la sensibilidad al contraste y la estereopsis en pacientes miopes presbitas en los que se practicó monovisión inducida con LASIK. Los resultados de agudeza visual fueron buenos a distancia cercana y lejana, sin embargo se vio ligeramente disminuida la sensibilidad al contraste y la estereopsis (Garcia-Gonzalez et al., 2010).

5.3.1.2 Ablación corneal multifocal

Se trata de una técnica quirúrgica, que sirviéndose del LASIK crea una superficie corneal multifocal. Hay tres tipos de perfiles de ablación:

5.3.1.2.1 PresbyLASIK central

Se ablaiona la parte central para la visión cercana y la periferia para la visión lejana. Es por tanto pupilo-dependiente. La falta de alineación entre la línea de visión, la pupila central y el vértice corneal induce aberración de tipo coma, que constituye el principal inconveniente de esta técnica. Esta es la técnica más realizada, siendo los primeros resultados publicados por Alió et al. Dentro de este tipo de ablación encontramos distintas técnicas:

- **PresbyLASIK Supracor**

Utiliza el láser Excímer Technolas 217 P y Teneo 317 (Technolas PV). Esta técnica persigue una transición suave de lejos a cerca, bilateral y con un incremento de la curvatura central. Existen dos tipos de tratamiento:

- Algoritmo regular, que es la técnica estándar y que aporta la totalidad de la adición mermando la visión lejana.
- Algoritmo Mild, que consiste en aportar menor adición mejorando la visión lejana.

Un estudio realizado por Schlote et al evaluó en 39 ojos la agudeza visual no corregida monocular a distancia y cercana tras el procedimiento y ambas mejoraron notablemente, sin disminuir la sensibilidad al contraste. El 75% de los pacientes estaba satisfecho con los resultados (Schlote y Heuberger, 2017)

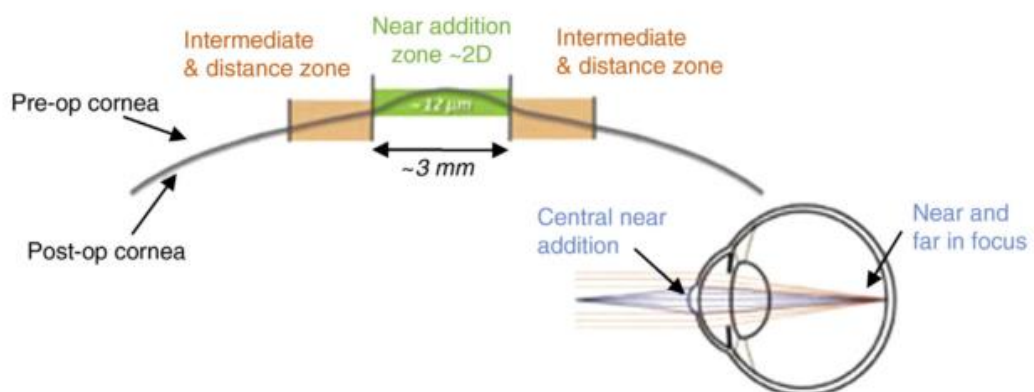


ILUSTRACIÓN 11 PERFIL DE ABLACIÓN DEL PROCEDIMIENTO SUPRACOR

(Bilbao-Calabuig y Llovet-Osuna, 2017)

- **PresbyMAX (SCHWIND eye-tech-solutions GmbH, Kleinostheim, Alemania)**

Es una técnica basada en la creación de una superficie multifocal con una zona central hiperpositiva que se rodea de una ablación periférica para corregir el defecto refractivo de lejos si lo hubiera.

Uthoff et al, en 2012, estudiaron PresbyMAX en hipermétropes, miopes y emétopes. Se demostró una buena estabilidad a los 6 meses. La visión binocular sin corregir y la agudeza visual de cerca sin corregir aumentaron en emétopes e hipermétropes y se redujeron en miopes. También se demostró una pérdida de sensibilidad al contraste monocular pero que binocularmente era mínimo (Uthoff et al., 2012).

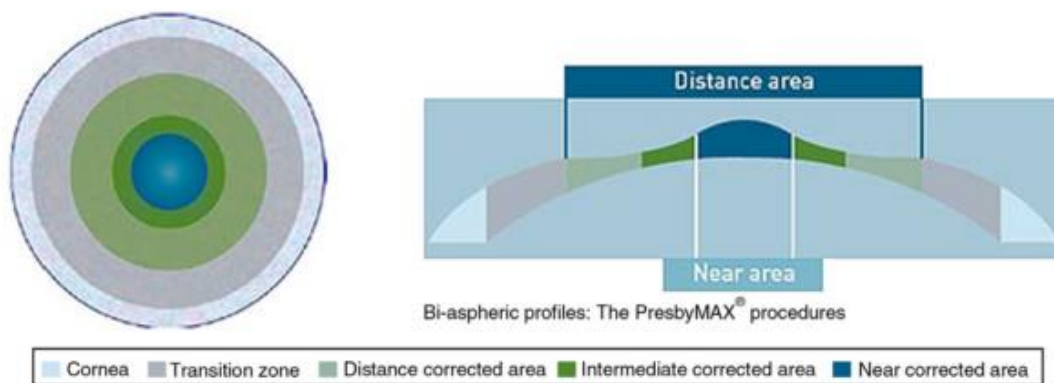


ILUSTRACIÓN 12 PERFIL DE ABLACIÓN DEL PROCEDIMIENTO
(Bilbao-Calabuig y Llovet-Osuna, 2017)

5.3.1.2.2 PresbyLASIK periférico

El centro de la córnea se deja para la visión lejana mientras que la periferia para la cercana, es decir, se realiza una ablación para crear una asfericidad periférica negativa. Está más indicada en el caso de los hipermétropes, ya que en los miopes hay eliminar una cantidad considerable de tejido.

- **Presbybond Laser Blended Vision (Carl Zeiss)**

Trata de inducir una aberración esférica negativa con un cierto grado de monovisión. Consiste en ablacionar el ojo dominante para visión a distancia y el ojo no dominante ligeramente miope para visión cercana a -1.5D (Gil-Cazorla et al., 2016).

Reinstein et al demostraron, tras un año de seguimiento, excelentes resultados de visión y una ligera reducción de la sensibilidad al contraste (Reinstein et al., 2012).

5.3.1.2.3 Perfil de enfoque de transición multifocal

Esta técnica crea una ablación multifocal vertical transicional. Hay pocos estudios acerca de la misma y es poco usada debido al coma vertical que produce (Vargas-Fragoso y Alió, 2017)

5.3.1.3 INTRACOR

El procedimiento INTRACOR se realiza con el láser femtosegundo Technolas (Technolas Perfect Vision, Munich, Alemania). Se genera un patrón intraestromal de pulsos laser con el que se consigue una reorganización local de las fuerzas biomecánicas y cambios de curvatura corneal. Se tallan una serie de anillos concéntricos fotodisruptivos.

En cuanto a las ventajas, se podría definir como una técnica poco invasiva, que no corta el epitelio corneal, sin dolor ni inflamación, de rápida recuperación y con un resultado refractivo estable. Carece de desventajas aunque bien es cierto que requiere estudios adicionales y a largo plazo. Generalmente se realiza en el ojo no dominante (Torricelli et al., 2012).

Mai E et al demuestran una mejora de la agudeza visual no corregida tanto en cerca como a distancia pero también una reducción sensibilidad al contraste y un empeoramiento de la calidad de la visión. Así pues podrá verse comprometida la conducción nocturna y aumentará el deslumbramiento (Mai et al., 2016).

Por otra parte, Khoramnia et al incluyen en su estudio 20 ojos con baja hipermetropía y demostró una agudeza visual cercana no corregida mejorada y una satisfacción general del paciente que rozaba el 80%, sin embargo, se dieron casos en los que la agudeza visual lejana se redujo. Concluyen que es fundamental la selección del paciente para obtener buenos resultados (Khoramnia et al., 2015).

5.3.1.4 Queratoplastia conductiva

La queratoplastia conductiva es una técnica que emplea las ondas de radio de baja frecuencia para la coagulación térmica del estroma corneal. Los puntos de aplicación forman un anillo de 360° en media periferia (Hersh, 2005). De esta forma realiza un cambio miópico en el ojo tratado, aumentando su potencia y, por lo tanto, en un ojo presbita mejorando su visión cercana.

Previamente a la aplicación de las ondas hay que insertar la sonda, procedimiento que generaba problemas como la inducción de error astigmático o el fracaso para marcar el centro de la pupila.

Estos han sido solucionados con la aplicación de plantillas especiales. Tiene la ventaja de no reducir el espesor corneal residual ni afectar al centro corneal, sin embargo, estudios informan a largo plazo de una alta tasa de regresión y por lo tanto no es una opción popular para la corrección de la presbicia (Tomita et al., 2011).

Stahl et al realizó un seguimiento durante tres años a diez pacientes presbíteros sometidos a esta técnica y concluyó que los resultados eran seguros, efectivos, estables y predecibles (Stahl et al., 2007).

Esta técnica ha sido desplazada por otras y actualmente está en desuso.

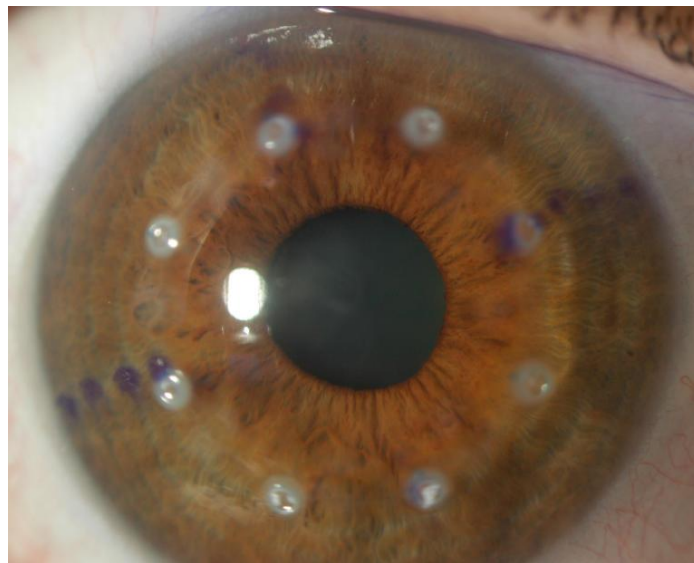


ILUSTRACIÓN 13 POST OPERATORIO DE UNA QUERATOPLASTIA CONDUCTIVA

(Bilbao-Calabuig y Llovet-Osuna, 2017)

5.3.2 Implantes corneales

Las incrustaciones corneales son implantes que se colocan a nivel intraestromal previo tallado de un bolsillo corneal, el cual puede ser realizado con microqueratomo o con láser femtosegundo.

Esta técnica tiene ventajas como que la mayor parte de los nervios periféricos no son dañados y por lo tanto respeta la sensibilidad corneal, que es una técnica aditiva que no reduce el espesor corneal, que se puede usar en casos de pseudofaquia así como aquellos que previamente hayan sido corregidos con láser y que son extraíbles.

Por otra parte, en cuanto a las complicaciones se puede dar reducción de la sensibilidad al contraste, halos, hipermetropización, adelgazamiento de la córnea, ampliación de la curva de desenfoco y simulación de borrosidad en el ojo implantado.

En cuanto a las principales trabas que se han encontrado desde que se empezaron a usar estos implantes destacan los descentramientos, la necrosis corneal y la aparición de opacidades a causa de la naturaleza del material (Moussa et al., 2017).

5.3.2.1 KAMRA:

Se trata de un tipo de implante que consigue mejorar la agudeza visual cercana e intermedia mientras se mantiene buena visión a distancia. Esto lo consigue gracias a su diseño que tiene una pequeña apertura central proporcionando así una mayor profundidad de foco.

Se utiliza en pacientes de 45 a 60 años emétopes en visión lejana y que no han sido previamente intervenidos de cataratas (Moussa et al., 2017).

En comparación con otros implantes corneales, el tamaño, el material y la visibilidad no están tan optimizados y podrían llegar a resultar un problema (Gil-Cazorla et al., 2016).

Un estudio publicado el pasado año demostró una alta satisfacción subjetiva del paciente, lo que sumado a la capacidad de reversibilidad y el bajo deterioro del material hacen de esta una técnica exitosa. El centrado del implante y la selección del paciente es crucial (El-Husseiny et al., 2017).



ILUSTRACIÓN 14 KAMRA INLAY

(Bilbao-Calabuig et al., 2017)

5.3.2.2 RAINDROP:

Consiste en un implante con el mismo índice de refracción que la córnea y que será más grueso en la parte central y más delgado en la periferia. Se talla un colgajo y se implanta en el lecho estromal modificando la curvatura corneal y por lo tanto su poder refractivo (Moussa et al., 2017).

Garza et al demostraron buenos resultados visuales y alta estabilidad (Garza et al., 2015).

Un estudio presentado por la FDA comparó la agudeza visual monocular y binocular tras el implante de las incrustaciones corneales KAMRA y Raindrop en un grupo de pacientes. Raindrop obtuvo mejores resultados, concluyendo que la satisfacción del paciente dependerá de su nivel de exigencia. En ningún caso se observó inducción de astigmatismo significativo (Moshirfar et al., 2017).

5.3.2.3 FLEXIVUE:

Consiste en un menisco cóncavo-convexo de 3mm de diámetro cuyo grosor varía de 15 a 20 micras en función de la adición. Su principio de corrección se basa en el cambio del índice de refracción del material con respecto a la córnea. En su parte central se encuentra la potencia adecuada para ver a distancia y en periferia para lejos.

Un reciente estudio demostró en pacientes presbítas una visión cercana mejorada pero también una disminución de la agudeza visual a distancia. En general, es una buena alternativa a otras técnicas (Beer et al., 2017).

5.3.2.4 ICOLENS:

Se trata de una microlente bifocal de 3mm de diámetro. Tiene una apertura central de 15 micras que permite el paso de nutrientes a través de la córnea. Se inserta en el ojo no dominante previo tallado de un bolsillo intraestromal profundo. Mejora la visión de cerca sin mermar la visión a distancia, sin embargo, son necesarios más estudios sobre su estabilidad a largo plazo (Gil-Cazorla et al., 2016).

5.3.3 Lentes intraoculares multifocales

Estas pueden ser fáticas o pseudofáticas. Las primeras fueron diseñadas para ser colocadas sin previa extracción de cristalino mientras que las segundas para reemplazarlo.

En primer lugar hablaremos de las pseudofáticas cuyo objetivo es proporcionar una visión nítida todas las distancias y aunque es una técnica muy popular también tiene sus inconvenientes como la disminución de la sensibilidad al contraste y la disfotopsia. Existen distintos diseños como son las refractivas, difractivas, trifocales y rotacionalmente asimétricas.

5.3.3.1 Lentes intraoculares multifocales refractivas

Estas lentes tienen dos o más potencias distintas distribuidas en zonas circulares concéntricas. La potencia efectiva dependerá del diámetro pupilar y por lo tanto también de las condiciones fotópicas. Precisan un buen centrado para asegurar buenos resultados visuales (Mehrjerdi et al., 2017).

ReZoom™ (Abbott Medical Optics, Santa Ana, California, EE. UU.) es un ejemplo de lente multifocal refractiva. Consta de tres piezas y cinco zonas refractivas, tres para visión lejana y dos para visión cercana que se distribuyen de forma alternante empezando por visión lejana en el centro. Este diseño ofrece una visión lejana e intermedia buena, sin embargo, la calidad de visión en cerca es limitada. Esto junto con las disfotopsias constituyen las principales desventajas de este tipo de lentes.

Otro ejemplo sería M-flex multifocal (Rayner IOLs Ltd., Hove, Reino Unido). Esta es esférica y consta de 4 o 5 zonas circulares concéntricas (Gil-Cazorla et al., 2016).

Actualmente este tipo de lentes han quedado obsoletas.



ILUSTRACIÓN 115 M-FLEX MULTIFOCAL (RAYNER)

5.3.3.2 Lentes intraoculares multifocales difractivas

Este tipo de lentes multifocales constan de anillos concéntricos microscópicos que alternan potencias para visión de lejos y de cerca. No son pupilodependientes ni precisan un centrado tan preciso como las anteriores, sin embargo tienen mayor incidencia en la disminución de la sensibilidad al contraste. En este caso, la visión intermedia es la que se ve comprometida en algunos casos, mientras que ofrecen una buena visión a distancia y cercana (Salerno et al., 2017).

La lente Tecnis Symphony (Abbott Medical Optics) ha sido recientemente introducida. También puede ser clasificada como de rango extendido. Esta utiliza diseños especiales de difracción y aberración mejorando la profundidad de foco en el rango de 1,50D (Mehrjerdi et al., 2017).

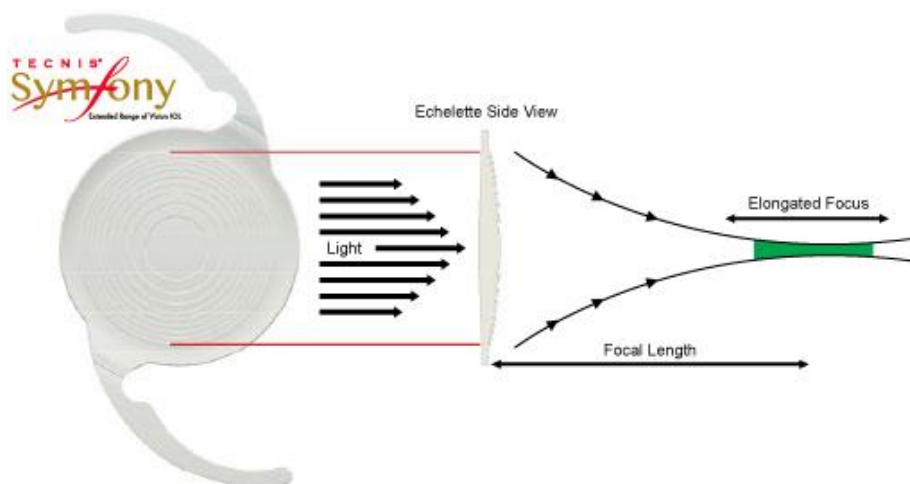


ILUSTRACIÓN 16 TECNIS SYMPHONY (ABBOTT MEDICAL OPTICS)

Un estudio publicado 2017 comparó las lentes intraoculares refractivas y las difractivas. Finalmente se determinó que las refractivas ofrecían mejor visión a distancia mientras que las difractivas proporcionan mejor visión de cerca y menos disforopias (Frings et al., 2017).

Actualmente no se utilizan ni refractivas ni difractivas bifocales sino que han sido desplazadas por las difractivas trifocales con el objetivo de salvar la visión intermedia. Un ejemplo es la lente trifocal PanOptix que se lanzó por primera vez en 2015 en la reunión de la Sociedad Europea de Cataratas y Cirujanos Refractivos en Barcelona.

5.3.3.3 Lentes intraoculares multifocales rotacionalmente asimétricas

Constan de una zona más pequeña situada en la parte inferior y con la potencia de cerca y una zona más grande para la visión de lejos. Es un tipo de lente que no depende del diámetro pupilar (Salerno et al., 2017).

Un ejemplo es la SBL-3 MIOL (Lenstec, St Petersburg, Florida, EE. UU.) que proporciona buena visión a todas las distancias, reduce las disfotopsias y minimiza el impacto sobre la sensibilidad al contraste (Gil-Cazorla et al., 2016).

Un ejemplo es la Lentis MPlus LS-312 (Oculentis GmbH, Berlín, Alemania). Esta fue el primer diseño esférico que consiguió proporcionar buena visión a todas las distancias.

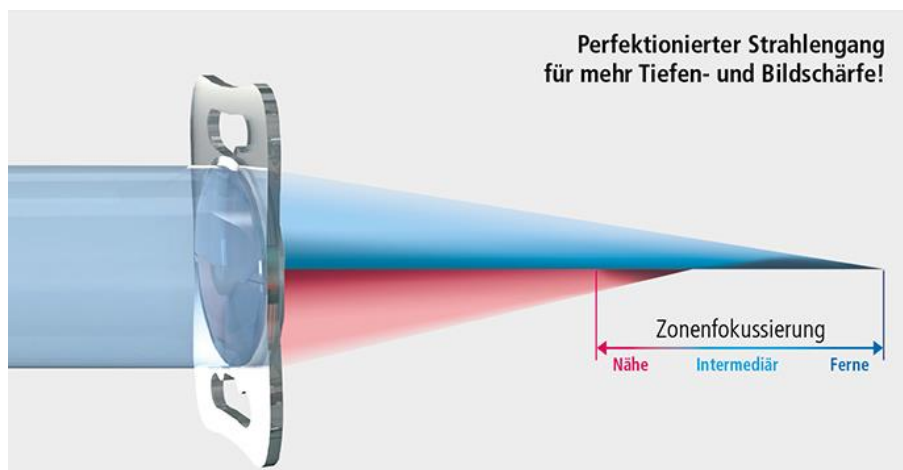


ILUSTRACIÓN 1712 LENTIS MPLUS LS-312 (OCULENTIS GMBH, BERLÍN, ALEMANIA)

5.3.3.4 Lentes intraoculares fásicas multifocales

Las lentes fásicas son aquellas lentes intraoculares que se colocan sin previa extracción del cristalino en cámara anterior, posterior o en el sulcus.

No requieren iridectomía para el paso de humor acuoso puesto que tienen un orificio central.

Los principales obstáculos que se han encontrado estas lentes son la elevación de la presión intraocular, la catarata subcapsular, la dispersión del iris y la pérdida de células endoteliales.

Un ejemplo es la lente IPCL V2.0 que puede ser implantada detrás del iris o en sulcus. Su diseño es de óptica única difractivo-refractivo. Es trifocal y no pupilodependiente. (Care Group)



ILUSTRACIÓN 13 MODELO IPCL (CAREGROUP)

5.3.3.5 Lentes intraoculares acomodativas

El principio de las lentes acomodativas consiste en imitar la acomodación fisiológica coordinada con la contracción del músculo ciliar y gracias a sus hápticos flexibles.

Las LIO acomodativas actuales consiguen el enfoque adecuado mediante cambios en la posición axial, en la curvatura o en el índice de refracción. Sin embargo, aquellas lentes monofocales que consiguen el enfoque gracias a un cambio de la posición axial no son verdaderas lentes acomodativas dado que no se da un cambio real de potencia en la LIO, aunque si se haga a nivel ocular.

5.3.3.5.1 Lentes de óptica única:

- **Crystalens**

Crystalens (Eyeonics, Inc., Aliso Viejo, CA, EE. UU.) es una lente que está constituida de silicona de tercera generación, con un alto índice de refracción. También es considerada de rango extendido. Se inserta en el saco capsular y en la unión de la zona óptica y los hápticos encontramos bisagras que facilitan su movimiento (Alió et al., 2017).

Numerosos estudios como el realizado por Pérez-vives et al demuestran que no hay diferencias significativas a los resultados de agudeza visual y sensibilidad al contraste de una LIO monofocal (Pérez-Vives et al. 2013).

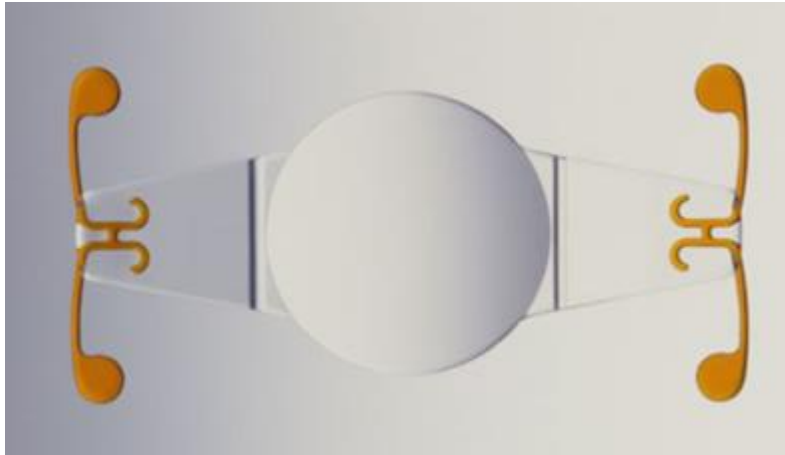


ILUSTRACIÓN 19 CRYSTALENS (EYEONICS, INC., ALISO VIEJO, CA, EE. UU.)

(Alió et al. 2017)

- **AkCommodative ICU (HumanOptics AG, Erlangen, Alemania)**

Se trata de una lente de material acrílico hidrófilo. Se implanta en el saco capsular y realiza su acción sirviéndose de la contracción del músculo ciliar. La opacificación de la lente y la pérdida de la capacidad acomodativa de la cápsula son complicaciones frecuentes (Alió et al., 2017).

- **Tetraflex KH-3500 (Lenstec Inc, FL, EE. UU.)**

Esta lente está hecha de hidroximetacrilato de una sola pieza. Aprovecha el movimiento del cristalino durante la acomodación, desplazándose con el saco capsular (Alió et al., 2017).

Los resultados de un estudio llevado a cabo por la FDA respaldan la eficacia en visión cercana y seguridad de esta lente comparada con un grupo control con LIO monofocal (Sanders et al., 2010).

5.3.3.5.2 Lentes de doble óptica

- **Synchrony AIOL (Visiogen, Inc.)**

Se trata de una lente de silicona con dos componentes principales unidos entre ellos por un puente. El componente anterior tiene más potencia positiva de la necesaria mientras que el componente posterior tiene potencia negativa que emetropiza el sistema. En un estado de acomodación relajado la lente se encuentra comprimida, sin embargo, al acomodar, la relajación zonular y capsular permite a la lente expandirse y aumentar su potencia (Alió et al., 2017).

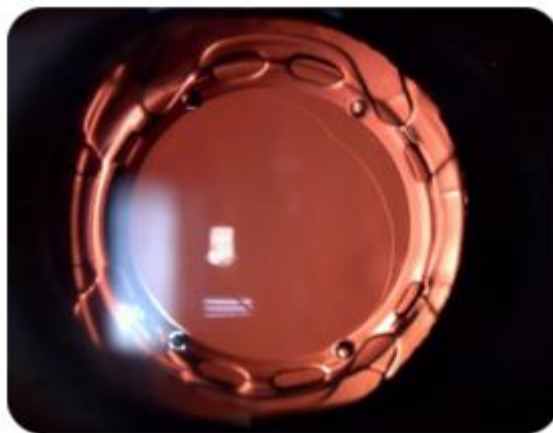


ILUSTRACIÓN 20 SYNCHRONY AIOL (VISIOGEN, INC.)

(Alió et al. 2017)

5.3.3.5.3 Lentes deformables

A diferencia de las LIOs acomodativas ya presentadas que basaban su mecanismo en el movimiento axial dependiente de la función del músculo ciliar, esta nueva generación de lentes

- **NuLens (NuLens, Ltd., Herzliya Pituah, Israel)**

Esta lente está constituida por hápticos de metacrilato que se apuntan al surco ciliar, una superficie anterior que proporciona la potencia para la visión lejana, una cámara rellena de gel de silicona y un pistón posterior con una apertura central.

En cuanto a su mecanismo de acción ocurre que al contraerse el músculo ciliar la fuerza se transmite al pistón y la cámara que contiene la silicona se abomba proporcionando la potencia necesaria (Alió et al., 2017).

A pesar de estar aun en desarrollo, un estudio en el que se implantó esta lente en 10 ojos informó sobre la capacidad de aportar hasta 10D de acomodación sin comprometer la visión a distancia (Alió et al., 2009).

- **Medennium SmartLens IOL (Medennium, Irvine, California, EE. UU.)**

Esta lente está hecha de un polímero acrílico hidrofóbico con propiedades termoplásticas. Es un pequeño cilindro en estado sólido que al ser implantado en el saco capsular, la temperatura corporal induce en él una transformación a gel.

En cuanto a su mecanismo de acción, la lente se deforma gracias a las fuerzas surgentes del esfuerzo acomodativo. Es todavía una técnica en desarrollo (Gil-Cazorla et al., 2016).

5.3.4 Otras técnicas

5.3.4.1 Ablandamiento del cristalino

Esta técnica surge en 1990 basada en la teoría de Helmholtz que determina que la esclerosis del cristalino es la principal causa de la presbicia. De esta manera se plantea la posibilidad de restaurar la flexibilidad del cristalino haciendo microincisiones en su propio tejido. Las incisiones se realizarían mediante el principio de fotodisrupción con láser femtosegundo y siguiendo unos patrones precisos.

Estudios, como el llevado a cabo por Ackermann et al., respaldan la mejora de la agudeza visual y parece no desencadenar la formación de cataratas, sin embargo son necesarios más estudios que abalen la seguridad y la eficacia de esta técnica (Ozulken et al., 2013).

5.3.4.2 Inversión de la presbicia asistida por láser

Esta técnica basada en la teoría de Scharchar tiene el objetivo de disminuir la rigidez ocular

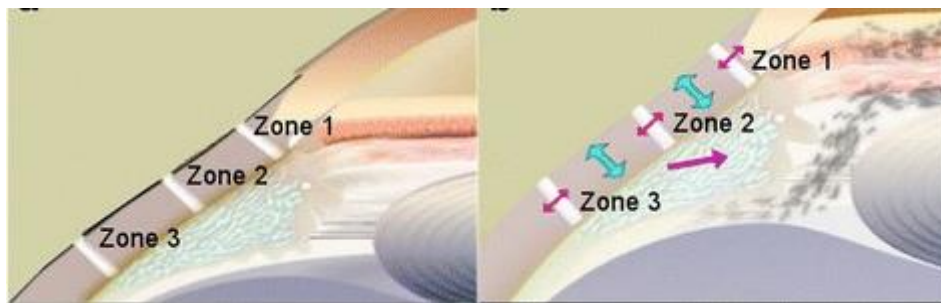
Utiliza un láser YAG para realizar una esclerectomía radial, realizándose extirpaciones de esclerótica 600-700 micras de ancho a una profundidad de 500-600 micras. Los resultados demostraron 2D de acomodo subjetivo pasados 12 meses (Hipsley et al., 2018).

5.3.4.3 Micro-excisión escleral láser

Esta técnica se basa en la teoría de VisioDynamics, que sostiene que la presbicia es fruto de la degeneración del tejido conectivo de las distintas estructuras visuales y tiene el objetivo de disminuir su rigidez.

Esta técnica utiliza un láser YAG conocido como LaserACE con el que se crea una matriz de microporos en la esclerótica. Hay 3 zonas de aplicación que son el espón escleral (donde nace el músculo ciliar), el cuerpo del músculo ciliar y justo por delante de la ora serrata, donde se insertan las fibras longitudinales ciliares. La rigidez diferencial creada entre uno puntos y otros aumenta la elasticidad y facilita la acomodación.

En 2017 fue publicado un estudio en el que se realizó un seguimiento del postoperatorio de pacientes intervenidos mediante esta técnica durante 24 meses. Se determinó una mejora de la agudeza visual sin corrección, tanto lejana como cercana y mejora de la estereopsis. La satisfacción de los pacientes fue generalizada (Hipsley et al., 2017).



LUSTRACIÓN 21 PROCEDIMIENTO QUIRÚRGICO LASERACE (Hipsley et al., 2018)

5.3.4.4 Bandas de expansión escleral

A diferencia que el resto de opciones para la corrección de la presbicia, cuyo objetivo es la mejora de la agudeza visual, esta técnica tiene un enfoque terapéutico; es decir, el objetivo en este caso es reestablecer la acomodación verdadera basándose en el modelo de alojamiento de Scharchar.

Han surgido distintos modelos a lo largo del tiempo pero el único actualmente que cuenta con la marca CE y está sometido a ensayos por la FDA es el VisAbility Micro-Insert (Refocus Group, Dallas, TX, EE. UU.). La técnica consiste en la implantación de cuatro pequeñas prótesis a unas 3000-4000 micras del limbo y a 400 micras de profundidad. Los implantes se apuntan en la

esclerótica y el músculo ciliar de manera que tensan las fibras zonulares. De esta manera se restaura la distancia eficaz de trabajo del músculo ciliar y se aumenta la amplitud de alojamiento.

A pesar de que los primeros ensayos clínicos proporcionaron resultados alentadores sobre esta técnica, existen graves riesgo para el paciente como isquemia anterior, infección o desplazamiento de los implantes, hemorragias y endoftalmitis (Hipsley et al., 2018).

En definitiva, las bandas de expansión han mejorado desde 1970 pero siguen siendo un área de investigación activa. Se ha demostrado que reestablecen parte de la acomodación fisiológica y aumentan el rango de enfoque, sin embargo, su éxito, hasta ahora, es limitado.

6. CONCLUSIONES

1. La presbicia es una disfunción ocular que afecta a la totalidad de la población y el grado de la misma está directamente relacionada con la edad.
2. Es una degeneración irreversible que hoy en día podemos compensar pero no curar.
3. Dentro de las lentes oftálmicas, la opción de las lentes progresivas es la que resulta más cómoda y satisfactoria en la mayoría de los pacientes y, concretamente, aquellos que sean más personalizados en cuanto a medidas faciales y movimiento cabeza-ojo serán más fáciles de adaptar.
4. En cuanto a las lentes de contacto, la monovisión es una exitosa técnica que evita los inconvenientes relacionados con el tamaño pupilar y las disfotopsias. Hay que tener en cuenta que la diferencia de graduación entre ambos ojos no sea superior a 1,50 D, aunque puede que el límite de tolerancia sea menor. Eso dependerá del paciente.
5. Las lentes de contacto multifocales, en sus distintos diseños, ofrecen altos niveles de satisfacción. Además permiten la visión en tres dimensiones, dado que el paciente ve simultáneamente con ambos ojos.
6. En relación con la cirugía, las técnicas intraoculares multifocales son las más populares. No afectan a la fisiología corneal y son reversibles, pues la lente se puede explantar. Las principales dificultades que se han ido encontrando han sido las disfotopsias y la visión intermedia, aunque han ido mejorando los diseños, por ejemplo con las lentes difractivas trifocales.
7. A la hora de decantarse por un sistema de corrección el paciente debe estar informado de todas las posibilidades. Todas las técnicas tienen ventajas y desventajas y el éxito dependerá de la selección del paciente.

7. BIBLIOGRAFÍA

Alió JL, Alió del Barrio JL, Vega-Estrada A. Accommodative intraocular lenses: where are we and where we are going. *Eye Vis. BioMed Central*; 2017;4(1):16.

Alió JL, Ben-nun J, Rodríguez-Prats JL, Plaza AB. Visual and accommodative outcomes 1 year after implantation of an accommodating intraocular lens based on a new concept. *J. Cataract Refract. Surg.* 2009 Oct;35(10):1671–8.

American Academy of Optometry. *Optometry and vision science : the journal of the American Academy of Optometry.* Lippincott Williams & Wilkins; 1989.

Beer SMC, Santos R, Nakano EM, Hirai F, Nitschke EJ, Francesconi C, et al. One-Year Clinical Outcomes of a Corneal Inlay for Presbyopia. *Cornea.* 2017 Jul;36(7):816–20.

Bilbao-Calabuig □ R, Llovet-Osuna F. Non-lens-based surgical techniques for presbyopia correction. *Arch. la Soc. Española Oftalmol. (English Ed.* 2017b;92(29):426–35.

Cardona G, López S. Pupil diameter, working distance and illumination during habitual tasks. Implications for simultaneous vision contact lenses for presbyopia. *J. Optom. Elsevier Doyma*; 2016 Apr 1;9(2):78–84.

Care Group. Caregroup Sight Solution LLP [Internet]. [cited 2018 Jun 17]. Available from: <http://caregroupiol.com/ipcl-family/>

Caum Aregay J. *Tecnología óptica : lentes oftálmicas, diseño y adaptación.* Barcelona : Edicions UPC; 2001. 187-200

Charman WN. Developments in the correction of presbyopia I: Spectacle and contact lenses. *Ophthalmic Physiol. Opt.* 2014;34(1):8–29.

Cho MH, Spear CH, Caplan L. The effect of excessive add power on the acceptance of progressive addition lenses. *J. Am. Optom. Assoc.* 1991 Sep;62(9):672–5.

Conejero Domínguez JJ. *Análisis de adaptación de lentes progresivas.* Madrid : Publicia; 2014. 27-40

E. Guzmán, M.J. Llorca. *Lentes de contacto multifocales ¿ solución a la presbicia?* 2003.

El-Husseiny M, Daas L, Viestenz A, Langenbacher A, Seitz B. Das KAMRA™-Inlay. *Der Ophthalmol.* 2017 Apr 8;114(4):358–64.

Evans BJW. Monovision: a review. *Ophthalmic Physiol. Opt.* 2007 Sep;27(5):417–39.

Fernandes PRB, Neves HIF, Lopes-Ferreira DP, Jorge JMM, González-Meijome JM. Adaptation to Multifocal and Monovision Contact Lens Correction. *Optom. Vis. Sci.* 2013 Mar;90(3):228–35.

Frings A, Steinberg J, Linke SJ, Druchkiv V, Katz T. Multifokale Intraokularlinsen (MIOL) bei jungen, nicht-presbyopen Patienten. *Der Ophthalmol.* 2017 Aug 2;114(8):722–7.

Furlan W, Furlan W, García Monreal J, Muñoz Escrivá L. Fundamentos de optometría : refracción ocular. Valencia : Universitat de València,; 2009.

Garcia-Gonzalez M, Teus MA, Hernandez-Verdejo JL. Visual Outcomes of LASIK-Induced Monovision in Myopic Patients With Presbyopia. *Am. J. Ophthalmol.* 2010 Sep;150(3):381–6.

García-Lázaro S, Ferrer-Blasco T, Madrid-Costa D, Albarrán-Diego C, Montés-Micó R. Visual Performance of Four Simultaneous-Image Multifocal Contact Lenses Under Dim and Glare Conditions. *Eye Contact Lens Sci. Clin. Pract.* 2015 Jan;41(1):19–24.

García Montero, Gilino Paz, J, Giráldez Fernández, M^a J, García Resúa C. Análisis de las gafas premontadas en la corrección de la presbicia. *Ver y Oír.* 2008;25(226):294–300.

Garza EB, Chayet A. Safety and efficacy of a hydrogel inlay with laser in situ keratomileusis to improve vision in myopic presbyopic patients: One-year results. *J. Cataract Refract. Surg.* 2015 Feb;41(2):306–12.

Gil-Cazorla R, Shah S, Naroo SA. A review of the surgical options for the correction of presbyopia. *Br. J. Ophthalmol.* 2016 Jan;100(1):62–70.

Hersh PS. Optics of conductive keratoplasty: implications for presbyopia management. *Trans. Am. Ophthalmol. Soc. American Ophthalmological Society;* 2005;103:412–56.

Hipsley A, Hall B, Rocha KM. Scleral surgery for the treatment of presbyopia: where are we today? *Eye Vis. (London, England).* BioMed Central; 2018;5:4.

Hipsley A, Ma DH-K, Sun C-C, Jackson MA, Goldberg D, Hall B. Visual outcomes 24 months after LaserACE. *Eye Vis.* 2017 Dec 16;4(1):15.

Khoramnia R, Fitting A, Rabsilber TM, Thomas BC, Auffarth GU, Holzer MP. Intrastromal femtosecond laser surgical compensation of presbyopia with six intrastromal ring cuts: 3-year results. *Br. J. Ophthalmol.* 2015 Feb;99(2):170–6.

Mai ELC, Lian I-B, Chang DCK. Assessment of contrast sensitivity loss after intrastromal femtosecond laser and LASIK procedure. *Int. J. Ophthalmol. Press of International Journal of*

Ophthalmology; 2016;9(12):1798–801.

Maldonado López MJ. Guiones de oftalmología [Recurso electrónico] : aprendizaje basado en competencias / Miguel José Maldonado López, José Carlos Pastor Jimeno. Madrid [etc.] : McGraw-Hill,; 2012.

Martín Herranz R. Manual de optometría / Raúl Martín Herranz, Gerardo Vecilla Antolínez. Madrid : Editorial Médica Panamericana,; 2010.

Mehrjerdi MZ, Mohebbi M, Zandian M. Review of static approaches to surgical correction of presbyopia. *J. Ophthalmic Vis. Res.* 2017;12(4):413.

Moshirfar M, Desautels JD, Wallace RT, Koen N, Hoopes PC. Comparison of FDA safety and efficacy data for KAMRA and Raindrop corneal inlays. *Int. J. Ophthalmol. Press of International Journal of Ophthalmology*; 2017;10(9):1446–51.

Moussa K, Jehangir N, Mannis T, Wong WL, Moshirfar M. The Open Ophthalmology Journal Corneal Refractive Procedures for the Treatment of Presbyopia. *Open Ophthalmol. J.* 2017;11(17):59–75.

Novillo-Díaz E, Villa-Collar C, Narváez-Peña M, Martín JLR. Fitting success for three multifocal designs: Multicentre randomised trial. *Contact Lens Anterior Eye.* 2018 Jun;41(3):258–62.

Ozulken K, Cabot F, Yoo SH. Applications of femtosecond lasers in ophthalmic surgery. *Expert Rev. Med. Devices.* 2013 Jan 9;10(1):115–24.

Pérez-Vives C, Montés-Micó R, López-Gil N, Ferrer-Blasco T, García-Lázaro S. Crystalens HD Intraocular Lens Analysis Using an Adaptive Optics Visual Simulator. *Optom. Vis. Sci.* 2013 Dec;90(12):1413–23.

Reinstein DZ, Carp GI, Archer TJ, Gobbe M. LASIK for Presbyopia Correction in Emmetropic Patients Using Aspheric Ablation Profiles and a Micro-monovision Protocol With the Carl Zeiss Meditec MEL 80 and VisuMax. *J. Refract. Surg.* 2012 Aug 1;28(8):531–41.

Salerno LC, Tiveron MC, Alió JL, Alió JL. Multifocal intraocular lenses: Types, outcomes, complications and how to solve them. *Taiwan J. Ophthalmol.* Wolters Kluwer -- Medknow Publications; 2017;7(4):179–84.

Sanders DR, Sanders ML, Tetraflex Presbyopic IOL Study Group. US FDA Clinical Trial of the Tetraflex Potentially Accommodating IOL: Comparison to Concurrent Age-Matched Monofocal Controls. *J. Refract. Surg.* 2010 Oct 1;26(10):723–30.

Schachar RA. The mechanism of accommodation and presbyopia. *Int. Ophthalmol. Clin.*

2006;46(3):39–61.

Schlote T, Heuberger A. Multifocal Corneal Ablation (Supracor) in Hyperopic Presbyopia: 1-Year Results in a Cross-Sectional Study. *Eur. J. Ophthalmol.* 2017 Jun 26;27(4):438–42.

Stahl, Jason E M. Conductive Keratoplasty for Presbyopia: 3-year Results. *J. Refract. Surg.* 2007;23(9):905–10.

Tomita M, Watabe M, Ito M, Tsuru T. Conductive keratoplasty for the treatment of presbyopia: comparative study between post- and non-LASIK eyes. *Clin. Ophthalmol.* Dove Press; 2011;5:231–7.

Torricelli AA, Junior JB, Santhiago MR, Bechara SJ. Surgical management of presbyopia. *Clin. Ophthalmol.* Dove Press; 2012;6:1459–66.

Uthoff D, Pölzl M, Hepper D, Holland D. A new method of cornea modulation with excimer laser for simultaneous correction of presbyopia and ametropia. *Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.* 2012 Nov 22;250(11):1649–61.

Vargas-Fragoso V, Alió JL. Corneal compensation of presbyopia: PresbyLASIK: an updated review. 2017;

Vasudevan B, Flores M, Gaib S. Objective and subjective visual performance of multifocal contact lenses: Pilot study. *Contact Lens Anterior Eye.* Elsevier; 2014 Jun 1;37(3):168–74.

Villa Collar C 1955-, González-Méijome JM. Superficie ocular y lentes de contacto. [Madrid] : Grupo ICM Comunicación; 2016. 351-380

Zeri F, Berchicci M, Naroo SA, Pitzalis S, Di Russo F. Immediate cortical adaptation in visual and non-visual areas functions induced by monovision. *J. Physiol.* 2018 Jan 15;596(2):253–66.