



VNIVERSITAT
DE VALÈNCIA

**LENTES DE CONTACTO
MULTIFOCALES BASADAS
EN LA VISIÓN SIMULTÁNEA
PARA CORRECCIÓN DE LA
PRESBICIA**

TESIS DOCTORAL

Almudena Llorente Guillemot

2013

**LENTES DE CONTACTO
MULTIFOCALES BASADAS
EN LA VISIÓN SIMULTÁNEA
PARA CORRECCIÓN DE LA
PRESBICIA**

Memoria presentada por

Almudena Llorente Guillemot

Para optar al grado de

**DOCTORA DENTRO DEL PROGRAMA DE POSTGRADO EN
TECNOLOGÍAS PARA LA SALUD Y EL BIENESTAR**

2013

D. Santiago García Lázaro, Profesor Asociado de la Universidad de Valencia.

D. Alejandro Cerviño Expósito, Profesor Titular de la Universidad de Valencia.

CERTIFICAN que la presente memoria “LENTES DE CONTACTO MULTIFOCALES BASADAS EN LA VISIÓN SIMULTÁNEA PARA CORRECCIÓN DE LA PRESBICIA”, resume el trabajo de investigación realizado, bajo su dirección, por D^a. Almudena Llorente Guillemot y constituye su Tesis para optar al Grado de Doctora.

Y para que así conste, y en cumplimiento de la legislación vigente, firma el presente certificado en Valencia, a día de Octubre de dos mil trece.

Fdo: Dr. Santiago García Lázaro.

Fdo. Dr. Alejandro Cerviño Expósito

AGRADECIMIENTOS

Son muchas las personas a las que quiero expresar mi gratitud por hacer que a día de hoy este proyecto sea una realidad.

En primer lugar a mis directores de Tesis, el Doctor Santiago García Lázaro y el Doctor Alejandro Cerviño Expósito.

Debo agradecer de manera especial y sincera al Doctor Santiago García Lázaro que puso una mano sobre la mesa en un momento complicado y me ofreció su ayuda para poder ver el final del camino.

Al Doctor Alejandro Cerviño Expósito, por su ayuda y complicidad en muchos momentos difíciles. Gracias por todo lo que me has enseñado.

A ambos, gracias por aceptar la dirección de esta tesis y hacer de mi sueño una realidad que parecía no llegar nunca.

Gracias a los compañeros de grupo de investigación GIO por proporcionarme todos los medios necesarios para llevar a cabo esta tesis. Gracias a la Doctora Teresa Ferrer Blasco por explicarme con suma paciencia cómo funcionaba toda la instrumentación. Gracias al Doctor y Catedrático Robert Montés Micó, por el camino que nos ha abierto y haber desterrado por fin, una Optometría básica para hacer una Optometría mayúscula.

A mi gran familia, porque de cada uno de vosotros hay parte en mí y he tenido la suerte de contar con muy buenos maestros.

A mis padres, a los que admiro. Gracias por ser un ejemplo para mí. Vosotros me habéis enseñado los valores necesarios para saber desenvolverme en la vida y siempre habéis tenido una mano tendida para ayudar a levantarme en mis caídas más duras. Gracias por enseñarme a ser valiente, a no rendirme y por creer en mí.

A mi hermano, mi “tete” por estar siempre a mi lado y respetar todas mis decisiones.

A M^a Carmen, mi “hermana mayor”, por aportar tu dulzura, serenidad y paciencia a nuestra familia. Gracias por estar incondicionalmente.

A mis abuelos, mis pilares, los que me han enseñado a vivir la vida con respeto y amor. Gracias por vuestro ejemplo. Os adoro y adoraré siempre.

A mis “otros padres”, Luis y Charo, juntos hemos aprendido lecciones de vida muy duras y os quiero expresar mi agradecimiento por estar siempre ahí.

A mis “otros hermanos”, a Adri por permitirme conocerte mejor, estar a mi lado incondicionalmente y tener tanta paciencia conmigo. A mi “sister” y Juan, por ofrecerme vuestra ayuda en todo momento y no dejarme sola en los malos tragos.

A mis amigos, que sin entender nada del porqué de este esfuerzo siempre han confiado en mí. A Edu, porque siempre que tiro de ti estás ahí. A Marta y Fausto por quererme tanto y darme siempre

los buenos días con una sonrisa. A Paco, Fany, Pedro y M^aJesús por vuestra generosidad, sois maravillosos.

A mis Elenas, mis amigas y compañeras. A mi “Helen”, por hacerme ver que al final siempre sale el sol. A la “Santo”, por ese optimismo que transmites y contagias. Gracias chicas por estos años tan intensos, por tantas risas y tanta salsa de la vida compartida. He aprendido mucho de vosotras.

Este trabajo se lo quiero dedicar a mis tres “ELES” por el tiempo que os he robado. A Lucía y Luis, mis hijos, los que me dan fuerza cada día y me arrancan una sonrisa cada mañana. Espero que con este trabajo, algún día podáis entender que siempre hay que mirar adelante por muy difíciles que se presenten las circunstancias. Cada día haré lo imposible por que estéis orgullosos de mí. Gracias a tí Luis, mi último romántico. Gracias por haberme regalado los momentos vividos a tu lado y por darme lo mejor que me queda de tí, nuestros hijos. Gracias por tu serenidad y apoyo incondicional, por creer en mí siempre y animarme a seguir adelante. Por fin ha llegado a su fin este proyecto, que es tan tuyo como mío por el esfuerzo personal que ha supuesto y las horas robadas de nuestro tiempo. Donde estés seguro que estás orgulloso de mí.

ÍNDICE

CAPÍTULO 1. - INTRODUCCIÓN	4
1.1.- Concepto de presbicia	5
1.2.- Corrección de la presbicia con lente de contacto	10
1.2.1.- Lente de contacto monofocal y gafas de lectura	10
1.2.2.- Monovisión	11
1.2.3.- Monovisión modificada	16
1.2.4.- Lente de contacto multifocal de visión alternante	16
1.2.4.1.- Lente de contacto permeable al gas	18
1.2.4.2.- Lente de contacto hidrofílica	21
1.2.5.- Lente de contacto multifocal de visión simultánea	22
1.2.5.1.- Difractiva	23
1.2.5.2.- Asférica	24
1.2.5.3.- Diseño concéntrico	26
1.2.6.- Lente de contacto híbrida	27
1.3.- Perspectiva histórica	27
1.4.- Estado actual. Justificación	32
1.5.- Hipótesis y objetivos	34
CAPÍTULO 2. - METODOLOGÍA	35
2.1.- Sujetos	36
2.1.1.- Criterios de inclusión	37
2.1.2.- Criterios de exclusión	37
2.1.3.- Criterios para abandonar el estudio	38
2.2.- Lente de contacto	39
2.2.1.- Parámetros	39
2.2.2.- Diseño	40
2.3.- Lente oftálmica	41
2.4.- Procedimiento clínico	43

2.4.1.- Pruebas realizadas	43
2.4.1.1.- Agudeza visual	44
2.4.1.2.- Sensibilidad al contraste	46
2.4.1.3.- Curva de desenfoque	48
2.4.1.4.- Agudeza visual estereoscópica	49
2.4.1.5.- Cuestionario de satisfacción	50
2.4.2.- Análisis estadístico	52
CAPÍTULO 3. - RESULTADOS	53
3.1.- Agudeza visual	54
3.2.- Sensibilidad al contraste	56
3.3.- Curva de desenfoque	60
3.4.- Agudeza visual estereoscópica	62
3.5.- Cuestionario de satisfacción	63
CAPÍTULO 4. - DISCUSIÓN	87
4.1.- Agudeza visual	90
4.2.- Sensibilidad al contraste	94
4.3.- Curva de desenfoque	100
4.4.- Agudeza visual estereoscópica	104
4.5.- Cuestionario de satisfacción	108
CAPÍTULO 5. - CONCLUSIONES FINALES	112
5.1.- Conclusiones	113
5.2.- Líneas futuras de investigación	115
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	117

APÉNDICE I:

PUBLICACIONES DE LA TESIS DOCTORAL	130
------------------------------------	-----

APÉNDICE II:

GUÍA DE ADAPTACIÓN LENTE DE CONTACTO MULTIFOCAL	133
---	-----

APÉNDICE III:

TEST DE SATISFACCIÓN	136
----------------------	-----

ACRÓNIMOS

Agudeza visual: (AV)

Agudeza visual estereoscópica: (AVE)

Ciclos/grado: (cpg)

Dioptrías: (D)

Función sensibilidad al contraste: (CSF, del inglés *Contrast Sensitivity Function*)

Laser in situ keratomileusis: (LASIK)

Lente contacto: (LC)

Lente de contacto hidrofílica: (LCH)

Lente de contacto multifocal: (LCM)

Lente oftálmica multifocal: (LOM)

Nivel de deslumbramiento 1: (G1, del inglés *Glare*)

Nivel de deslumbramiento 2: (G2, del inglés *Glare*)

Ojo derecho: (OD)

Ojo izquierdo: (OI)

Rígida permeable al gas: (RPG)

Segundos de arco: (")

Sensibilidad al contraste: (SC)

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

1.1. Concepto de presbicia

La presbicia es una reducción lenta y fisiológica de la máxima amplitud de acomodación debido a cambios degenerativos naturales que afectan al cristalino, el músculo ciliar y las zónulas (Fukasaku, 1999), descrita como la condición refractiva cuando la capacidad de acomodación del ojo es insuficiente para visión de cerca (Millodot, 2000). Desde un punto de vista funcional, ante la aparición de la presbicia, el paciente siente que es necesario alejar los textos para poderlos leer con nitidez, presentando como síntomas más frecuentes cierta dificultad para realizar trabajos precisos en distancias cortas, emborronamiento de las letras durante la lectura, dolor de cabeza, pesadez en los ojos, necesidad de luz para leer y fatiga ocular. Los síntomas se acentúan en condiciones de baja luminosidad y al final del día (Borish, 2006).

La presbicia, que proviene de la palabra griega “presbys” y significa “viejo”, es una de las afecciones oculares más frecuentes (Abraham et al., 2006). Suele presentarse clínicamente entre los 40 y 45 años de edad, con un pico entre los 42 y 44 años, aunque puede encontrarse entre los 38 y 48 años dependiendo de una serie de factores biomecánicos, bioquímicos y fisiológicos (Kleinstejn, 1987; Ferrer-Blasco et al., 2008). Existen tres factores principales responsables de la aparición de la presbicia, el primero es la disminución del módulo de elasticidad de la cápsula del cristalino con la edad (Fisher, 1969a). Este hecho hace que la energía para

aumentar la acomodación sea menor, disminuyendo con la edad (Fisher, 1969b). El segundo factor es que el módulo de elasticidad del principal componente del cristalino aumenta con la edad, por ello, la energía requerida para deformar esta sustancia es mayor, siendo dicha energía proporcional al módulo de elasticidad (Fisher, 1969b). El tercer factor es que el tamaño y el volumen del cristalino aumentan con la edad, y una consecuencia es que la función de la cápsula sea menos efectiva, ya que es más difícil deformar un cuerpo de mayor tamaño (Scammon, 1937).

La amplitud de acomodación declina progresivamente, comenzando desde aproximadamente los 5 años (Turner, 1958; Eames, 1961; Hofstetter, 1965; World, 1967), a razón de 0.3 dioptrías (D) por año y perdiéndose completamente entre los 50 y los 55 años (Duane, 1922), aunque algunos autores consideran que a partir de los 52 años, el 100% de la población presenta presbicia (Montes-Micó, 2011). En la bibliografía especializada, aparecen resultados publicados por diferentes investigadores sobre el valor de la amplitud de acomodación en función de la edad (Montes-Micó, 2011) (Tabla 1). Hay que considerar que debido a que el cambio de amplitud de acomodación con la edad es predecible, se han descrito numerosas guías clínicas para la corrección de la presbicia con adiciones tentativas en función de la edad del paciente. (Woo et al., 1979; Hanlon et al., 1987).

EDAD (AÑOS)	AMPLITUD DE ACOMODACIÓN (D)				
	DONDERS	DUANE	JACKSON (BINOCULAR)	SHEARD	TURNER
10	19.70	13.50	14.00		13.00
15	16.00	12.50	12.00	11.00	10.60
20	12.70	11.50	10.00	9.00	9.50
25	10.40	10.50	9.00	7.50	7.90
30	8.20	8.90	8.00	6.50	6.00
35	6.30	7.30	7.00	5.00	5.75
40	5.00	5.90	5.50	3.75	4.40
45	3.80	3.70	4.00		2.50
50	2.60	2.00	2.50		1.60
55	1.80	1.30	1.25		1.10
60	1.00	1.00	0.50		0.70

Tabla 1. Resultados de diferentes estudios sobre la amplitud de acomodación con la edad. (Montés-Micó, 2011)

Esta dependencia de la presbicia con la edad conlleva inequívocamente a una estrecha relación con el envejecimiento de la población. Debido a las tasas de fecundidad y mortalidad existentes en la actualidad, la distribución poblacional a nivel mundial presenta un aumento significativo del grupo de personas de mayor edad. En 2005, se estimó que había más de 1.000 millones de présbitas en el mundo (Holden et al., 2008), y en el año 2051, se prevé que la distribución poblacional a nivel mundial presentará un aumento significativo del grupo de personas de mayor edad. Este envejecimiento de la población puede suponer que el número de personas mayores de 60 años aumente casi el triple, pasando de 673 millones en 2005 a 2.000 millones en 2050 (United Nations Department of Economic and Social Affairs, 2009).

INTRODUCCIÓN

Este evidente envejecimiento de la población conlleva a una serie de consecuencias demográficas. La principal de ellas, es que una característica de las poblaciones que envejecen es que el número de personas mayores aumenta más rápido cuanto más alto es el grupo de edad examinado. Por lo tanto, si se prevé que el número de personas de 60 años o más aumentará el triple, también se prevé que el de las personas de 80 años o más se multiplicará por más de 5, pasando de 88 millones en 2005 a 402 millones en 2050 (United Nations Department of Economic and Social Affairs, 2009).

Desde un punto de vista estadístico es importante analizar algunos parámetros. La edad mediana, aquella que divide a la población en dos mitades de igual tamaño, es un indicador del envejecimiento de la población. Europa tiene hoy la población más vieja, con una edad mediana de casi 39 años, que en 2050 será de 47 (Naciones Unidas 2006). Hoy en día la edad media en el mundo es de 26 años. Para 2050, se calcula que la edad media aumentará en 10 años, es decir a 36 años, y que en ese momento el país con la población más joven será Níger, con una edad media de 20 años, mientras que el país con la población más vieja será España, con una edad media de 55 años (Naciones Unidas, 2002).

En la actualidad, en España, hay 46.704.314 habitantes (INE, 2013) de los cuales un 49,79% aproximadamente son prásbitas (Figura 1). Esta población de pacientes representa el segmento de crecimiento más grande. Aproximadamente en una plazo entre 5 y 7

años aparecerán más de 11 millones de nuevos presbíta (INE, 2013).

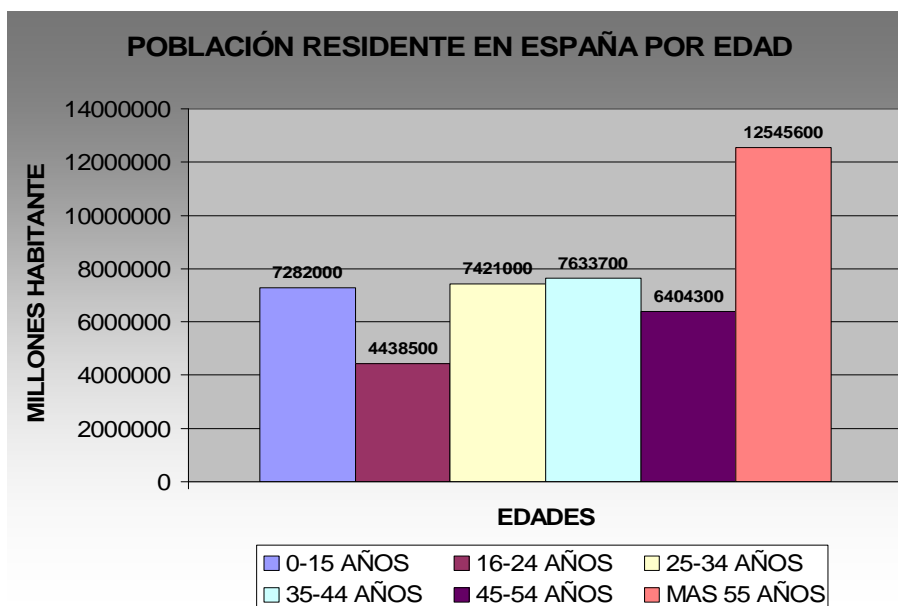


Figura 1. Población residente en España por edad. (INE, 2013)

La población presbíta es un segmento relativamente inexplorado en lo que se refiere al mercado de la lente de contacto (LC), siendo una buena oportunidad para los fabricantes y laboratorios (Edwards, 1999; Meyler et al., 1999; Schwartz, 1999; Bennet, 2008).

Las adaptaciones de lente de contacto multifocal (LCM) y monovision representan sólo un 9% de las adaptaciones a nivel mundial (Bennett, 2006) (Pujol et al., 2003), por ello es predecible que el mercado de la LC en este tipo de adaptaciones incremente su volumen en los próximos 10 o 20 años.

La industria de LC ha invertido importantes recursos en el desarrollo de diseños multifocales eficaces existiendo ahora una

amplia gama de opciones en materiales tanto para LC hidrofílica (LCH) como LC rígida permeable al gas (RPG). Sin embargo, la verdadera medida del éxito en esta área puede ser juzgada por la medida en que se adapta la LCM (Morgan et al., 2009).

1.2. Corrección de la presbicia con lente de contacto

Existen diferentes soluciones para la presbicia mediante la utilización de LC:

1.2.1. Lente de contacto monofocal y gafas de lectura

Consiste en la combinación de LCRPG o LCH, más una gafa con la adición de cerca. Es una opción que sigue siendo utilizada en la actualidad por un alto porcentaje de la población presbita corregida con LC (Morgan et al., 2011). Aporta como mayor ventaja la facilidad de adaptación por parte del paciente y una solución económica comparándolo con otras opciones. Presenta como inconveniente principal, la dependencia de gafas para realizar tareas de visión intermedia o cerca.

Normalmente, es una opción utilizada por los pacientes más mayores, por su rápida y fácil adaptación (Bennett et al., 2005).

1.2.2. Monovisión

La monovisión es una forma de corrección de la presbicia, que en su modo más básico, un ojo es corregido para visión de lejos, mientras que el otro ojo se corrige para trabajos en visión próxima. Este método de corrección de la presbicia es muy flexible y se puede realizar con diferentes tipos de LC ya sean de LCH o RPG, esféricas o tóricas. El éxito de esta modalidad depende de la habilidad que presente el paciente de suprimir una imagen desenfocada en un ojo mientras mantiene en el otro una imagen enfocada. La tasa de éxito de la monovisión es bastante alta y se sitúa entre el 70% y 80% de la gente adaptada (Gauthier et al., 1992; Jain et al., 1996).

La monovisión fue reportada por primera vez, como forma de corrección de la presbicia mediante LC en los años cincuenta, por Westsmith (Fonda, 1966) y a día de hoy aún representa, en muchos países, la corrección más popular de la presbicia mediante LC (Josephson et al., 1990; Harris et al., 2005). El objetivo de este tratamiento es que el paciente tenga una visión funcional utilizando únicamente LC, es por ello, que toma capital importancia determinar que ojo se corrige para cada distancia, y, aunque existen diferentes criterios para la decisión, se debe tomar como criterio la dominancia ocular (Harris et al., 2005). En todas las técnicas de corrección de la presbicia es importante determinar que ojo del paciente se comporta como dominante bajo condiciones binoculares. La dominancia ocular se define generalmente como una preferencia por el

INTRODUCCIÓN

uso de uno de los ojos frente al otro para una determinada tarea, es decir, es la solución que ofrece el cerebro para eliminar la diplopía en caso de rivalidad binocular, que en el caso de la técnica de monovisión, se produce al registrarse estímulos monoculares del mismo objeto pero con distinto enfoque. Dada la importancia que la dominancia ocular va a tener en este tipo de adaptaciones, es importante conocer como se determina, y, aunque existen diferentes métodos para determinarla, los más empleados en la literatura científica son los que se detallan a continuación:

- Apuntar a un objeto y cerrar de forma alterna un ojo y otro o haciendo un orificio entre las manos para apuntar a un objeto distante, en ambos casos; si al cerrar uno de los ojos, el objeto deja de ser visto, ése será el ojo dominante (Figura 2).



Figura 2. Determinación de la dominancia ocular mediante un método de alineamiento

Este es el método más comúnmente utilizado para la determinación del ojo dominante en clínica (Dominancia direccional).

- Con LCs adaptadas con la corrección para visión de lejos, se hace leer, en condiciones binoculares, una línea de letras inferior a su máxima agudeza visual (AV) alternando una lente positiva en ambos. La potencia positiva de la lente irá aumentando hasta conseguir que el paciente perciba borrosidad. El ojo que se debe corregir en visión de lejos será aquel que necesite menor potencia positiva para conseguir borrosidad en condiciones binoculares. Con este test se determina que ojo tiene mayor capacidad de admitir un aumento de potencia positiva (Dominancia sensorial) (Ghormley, 1989).

- *Test de Ogle*. Se trata de un test basado en la evaluación de la disparidad de fijación. Entre diferentes acepciones, el ojo dominante se puede definir como aquel que forma la imagen en la fovea cuando un objeto es percibido binocularmente, proyectándose en el ojo no dominante en un punto correspondiente de su retina. Al paciente se le presenta, en cada ojo, una tarjeta en donde hay dos líneas verticales, siendo la separación entre las dos diferente para cada tarjeta. Además, la tarjeta que se ve con el ojo derecho (OD) tiene círculo encima de su línea derecha, mientras que en la que se

ve con el ojo izquierdo (OI) tiene una cruz debajo también en la línea derecha. Cuando ambas tarjetas son fusionadas, el paciente ve dos líneas, pero en función de donde vea los símbolos, se podrá determinar cuál de los dos ojos es el ojo dominante del paciente (Figura 3) (Ogle et al., 1967).

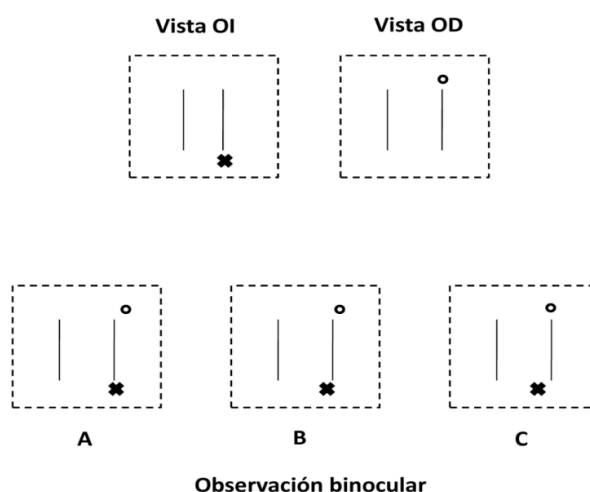


Figura 3. Test para la dominancia ocular de Ogle KN et al., 1967. En la parte superior se representan las tarjetas utilizadas para cada ojo. En la parte inferior, los posibles resultados en función de la posición de los símbolos (X y O) respecto a la línea. A. OI es el dominante. B. Ninguno de los ojos es dominante. C. OD es el dominante.

Las necesidades visuales del paciente deben ser evaluadas a la hora de considerar la monovisión como opción para la corrección de la presbicia (Erickson et al., 1992). Existen estudios que relacionan el éxito de la monovisión (MacAlister et al., 1991) con

la actitud, expectativas, personalidad (du Toit et al., 2001), la tolerancia a la borrosidad y a la incomodidad.

A continuación se detallan las ventajas e inconvenientes de la técnica de monovisión para la corrección de la presbicia:

Ventajas:

- Bajo coste.
- Lentes de diseños sencillos.
- Multitud de opciones de reemplazo.
- Estabilidad en la visión.
- Fácil adaptación y mínimo tiempo.
- No es un sistema pupilo- dependiente.
- Mantiene la fusión periférica.

Inconvenientes:

- Pérdida de estereopsis (Richdale et al., 2006, Ferrer-Blasco T et al., 2010).
- Presencia de fenómenos como halos, glare e imágenes fantasma (Josephson et al., 1987).
- Reducción de la AV de lejos (Erickson et al., 1990).

- Pérdida de sensibilidad al contraste (SC) (Loshin et al., 1982).
- No existe visión intermedia.
- Problemas en visión nocturna (Josephson et al., 1987).

1.2.3. Monovisión modificada

En esta variante de la monovisión, se considera el uso de LCM de visión alternante o simultánea. La monovisión modificada tipo I considera la adaptación de LCM en ambos ojos. En el ojo dominante potencia la corrección para visión de lejos y en el ojo no dominante se potencia para visión de cerca. La monovisión modificada de tipo II considera la adaptación de una lente monofocal en el ojo dominante y de una LCM en el no dominante.

1.2.4. Lente de contacto multifocal de visión alternante

Las LCM de visión alternante son lentes que incorporan dos segmentos diferenciados, uno para corregir la visión de lejos y otro para la visión de cerca y puede presentarse como diseño segmentado o concéntrico. Para conseguir un resultado óptimo, es necesario que en posición de mirada primaria, la pupila se encuentre en la zona de

visión de lejos de la LC, y en mirada inferior la LC sea empujada hacia arriba por el párpado inferior de modo que el eje visual atraviese la porción de cerca.

Un aspecto a considerar es la estabilidad de la LC, es decir, la posición de translación. Estos parámetros se controlan mediante un prisma de base inferior, el cual aumenta el espesor en la parte inferior de la lente y hace descender el centro de gravedad del mismo para que se coloque en una posición inferior del ojo, evitando además la rotación. En la mayoría de los casos no es suficiente el uso de un prisma de base inferior para controlar la rotación y posición de la lente, de manera que se puede añadir un diseño truncado a lo largo del borde inferior de la base del prisma, lo que hace que se acentúe el efecto del prisma de base invertida, aumentando el área de contacto entre el borde de la lente y el párpado inferior.

La calidad visual será óptima siempre y cuando el eje visual vaya dirigido a través de la parte apropiada de la LC, por lo que el párpado inferior debe situarse a 1 mm del limbo inferior, y actuar de esta manera como sistema de soporte para mover la lente verticalmente (Hansen, 1999). Si el párpado inferior está posicionado a más de 1.5 mm sobre el limbo inferior es difícil proporcionar altura suficiente del segmento de visión de cerca (Bennett et al., 2004). Para el correcto porte de este tipo de LC, son necesarias ciertas condiciones del párpado inferior, tales como suficientemente tensión y grosor para evitar el desplazamiento de la lente por debajo de él. Otros factores, como el diámetro pupilar,

hendidura palpebral, configuración de los párpados, etc. pueden condicionar que se produzca o no una traslación completa (Papas et al., 2009).

Las LC de visión alternante pueden clasificarse según el material del que están fabricadas en LC RPG o LCH.

1.2.4.1. Lente de contacto permeable al gas

Este tipo de LC se puede clasificar en:

1.2.4.1.a. Diseños segmentados

En estos diseños, las potencias de lejos y cerca se distribuyen en dos zonas diferenciadas, con un segmento óptico destinado para la visión de lejos en la parte superior y otro destinado para la visión de cerca en la parte inferior. Dicho segmento puede ser recto, con forma de media luna o tangente. (Figura 4).

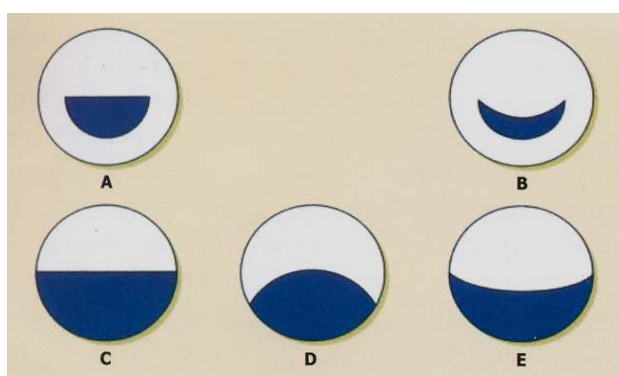


Figura 4. Lente de contacto (LC) de visión alternante con zona para visión de cerca y zona para visión de lejos.

INTRODUCCIÓN

Estas lentes están diseñadas para poder permitir que el ojo se mueva de manera independiente a la LC. Según la dirección de mirada, se colocará frente a la pupila, bien en la zona de lejos en posición primaria de mirada (Figura 5) o la zona de cerca en posición inferior de mirada (Figura 6).

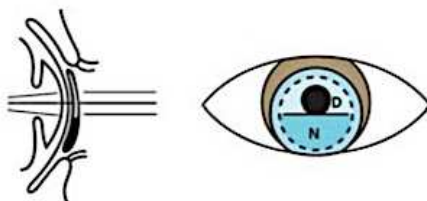


Figura 5. Visión de lejos

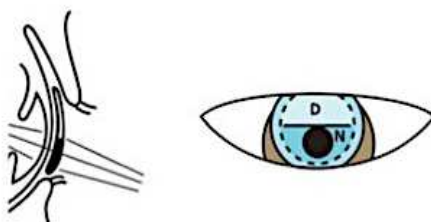


Figura 6. Visión de cerca

Es importante evaluar la traslación y el posicionamiento de la LC con lámpara de hendidura, para ello se puede colocar un espejo rectangular pequeño (2.5 x 1.5 cm) entre la mejilla y el párpado inferior del paciente (Figura 7), inclinando el espejo mientras el paciente esté mirando hacia abajo hasta que el espejo refleje el ojo.

Para medir la altura del segmento, se debe medir la distancia desde el borde inferior de la lente o del párpado inferior hasta la parte inferior del margen de la pupila. (Terry et al., 1989). Otra

opción es que la altura del segmento debe estar 1mm por debajo del centro geométrico de la lente (Bennett et al., 2004).

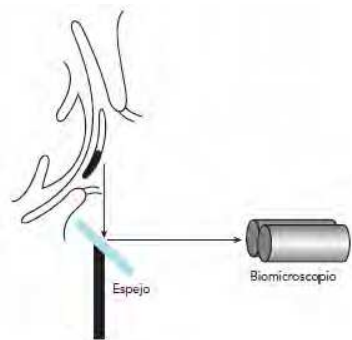


Figura 7. Espejo para poder ver la lente de contacto (LC) en posición de mirada inferior.

1.2.4.1.b. Diseños concéntricos

Están formados por un anillo central donde se sitúa la potencia de lejos, y un anillo periférico donde se sitúa la potencia de cerca (Figura 8). En posición primaria de mirada, se puede obtener la corrección para visión de lejos a través del centro de la lente, para mirar de cerca se enfoca a través del anillo circundante.

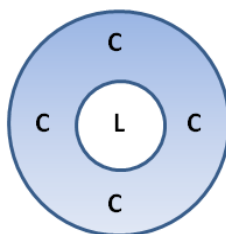


Figura 8. Diseño concéntrico. L: zona de visión de lejos. C: zona de visión de cerca.

1.2.4.2. Lente de contacto hidrofílica

INTRODUCCIÓN

Este tipo de LC, hidrofílico en visión alternante, se suele utilizar como alternativa a los diseños RPG en caso de intolerancia, en pacientes con tensión arterial flácida y/o aperturas palpebrales estrechas (Saona, 2006).

A continuación se detallan las ventajas e inconvenientes de este tipo de adaptación

Ventajas:

- Buena visión de lejos y cerca con buena adaptación si el movimiento es el adecuado (se consigue mediante sistemas de estabilización con prismas).
- No se altera la visión binocular del paciente. La misma imagen se crea en ambos ojos al mismo tiempo.
- Con gran variedad de parámetros y potencias.

Inconvenientes:

- Discomfort inherente en adaptaciones con materiales RPG.
- Proceso de adaptación complicado.

En la actualidad, la LCH en visión alternante está prácticamente en desuso.

1.2.5. Lente de contacto multifocal de visión simultánea

El concepto de simultaneidad está basado en la interpretación o la tolerancia a la borrosidad o desenfoque de múltiples imágenes en la retina, las cuales se producen por la presencia de varias potencias dentro del área pupilar. La calidad de la imagen que se forme en la retina, bien sea de un objeto situado en visión de lejos bien sea un objeto situado en cerca, siempre será peor que la calidad que se obtiene si toda el área pupilar está cubierta únicamente por la porción de lejos o de cerca proporcionando luz focalizada para el objeto al que se fija (tal y como sucede en la visión alternante). Para una verdadera visión simultánea, las áreas de lejos y cerca de la lente deberían encontrarse dentro del área pupilar (Bennett et al., 2005). En cierta medida la monovisión y la visión simultánea se parecen en tanto y cuando se presentan al paciente dos imágenes, una para lejos y otra para cerca, al mismo tiempo. En la monovisión en ojos diferentes, un ojo para lejos y otro para cerca, y en visión simultánea en un mismo ojo para lejos y para cerca. En la monovisión la degradación o emborronamiento de las imágenes se produce de manera binocular y en la visión simultánea de manera monocular. Las LC de visión simultánea están pensadas para mejorar la binocularidad, pero con frecuencia se asocian a que debido a esta potenciación de la binocularidad, se ven reducidos los resultados de AV monocular (Sanders et al., 2008).

Para conseguir la visión simultánea se modifica la óptica de la LC considerando tecnología refractiva o difractiva. Si consideramos superficies refractivas éstas a su vez pueden ser de diseño concéntrico o esférico. Por tanto, las LC de visión simultánea se pueden dividir en función de la tecnología utilizada y diseño en tres: concéntricas, esféricas y difractivas.

1.2.5.1. Difractiva

Las lentes difractivas utilizan el principio de la difracción para generar dos focos por interferencias de la luz, uno para lejos y otro para cerca, mediante la incorporación de anillos difractivos en la parte central posterior de la lente (Figura 9).

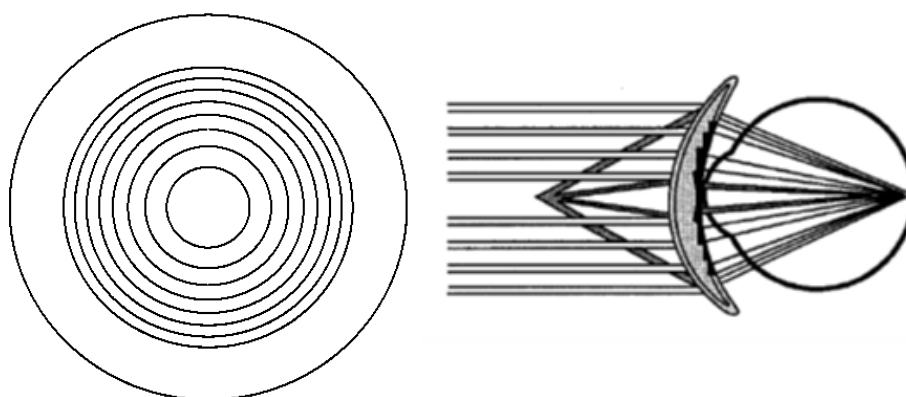


Figura 9. Lente de contacto (LC) difractiva. Imagen frontal (izquierda) y lateral (derecha).

Los diseños difractivos requieren que la lente esté perfectamente centrada sobre la pupila del paciente. Por ello los

diseños en materiales blandos proporcionan mejores resultados que diseño en materiales rígidos que han de adaptarse ligeramente más cerrados con el fin de evitar descentramientos de la lente. En una LC difractiva, la imagen desenfocada tiene forma anular y cambia considerablemente con el descentramiento. Si la LC está centrada, la imagen formada es nítida pero si se descentra se forma una imagen fantasma, particularmente en cerca, y la posición de esta imagen indica la dirección del descentramiento

Las imágenes formadas en la retina para lejos y cerca mediante una lente difractiva son independientes del diámetro pupilar y el porcentaje de luz que llega a ambas es el mismo.

1.2.5.2. Asférica

Una LC asférica es una lente en la que la potencia refractiva aumenta o disminuye gradualmente desde el centro geométrico hasta la periferia de la lente de manera radial. A estas lentes también se les denomina *progresivas* o *multifocales*, dado que no presentan dos únicos focos y la variación de asfericidad puede encontrarse en la superficie anterior y/o en la posterior.

Actualmente existen gran variedad de diseños progresivos asféricos en el mercado, y la tasa de éxito en la adaptación es de un 75% (Lieblein, 2000). Este tipo de lentes se dividen en asféricas centro-lejos y asféricas asféricas centro- cerca) (Figura 10).

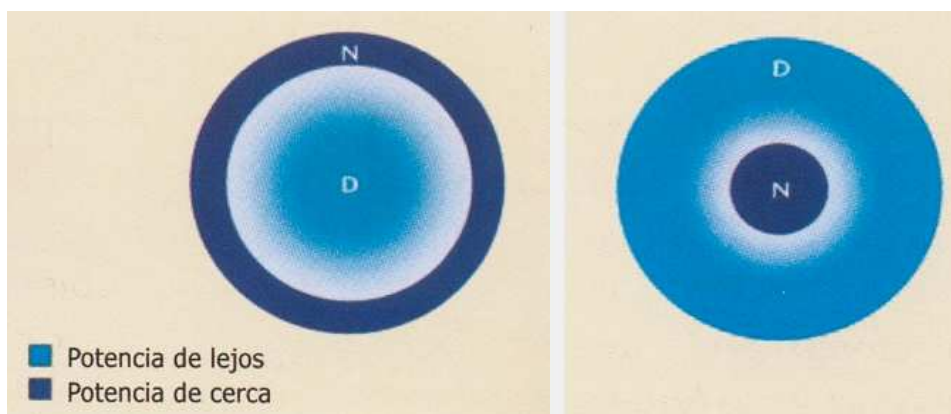


Figura 10. Lente de contacto (LC) esférica centro-lejos (izquierda) y centro-cerca (derecha)

1.2.5.2.a. Esférica centro-lejos

Las lentes esféricas centro-lejos presentan en la parte central la potencia más negativa y la parte periférica la más positiva. Estas lentes son pupilo-dependientes, de modo que, dependiendo de la pupila, el rendimiento visual será diferente. Para una correcta adaptación de este diseño, la lente debe tener un movimiento mínimo y estar bien centrada sobre el eje visual, ya que una lente descentrada, produce un aumento de las aberraciones y por tanto un empeoramiento de la visión.

El nivel de iluminación será crucial para el rendimiento ofrecido por estas lentes principalmente en visión de cerca, ya que al situarse la porción destinada a esta distancia en la zona periférica, niveles elevados presuponen menor rendimiento. Sin embargo, niveles bajos de iluminación presuponen un mejor rendimiento pero éste se verá contrarrestado por la disminución de la iluminación retiniana.

1.2.5.2. b. Asférica centro-cerca

Las lentes esféricas centro-cerca presentan la potencia más positiva en la parte central de la lente y disminuye hacia la periferia. Este diseño, por tanto, asume que la parte más positiva de la lente será la utilizada por la pupila con pequeño diámetro al acomodar y converger cuando se fije a un objeto cercano. Cuando se fije a un objeto situado en visión de lejos, la pupila aumentará de tamaño y la contribución periférica de la zona menos positiva o con potencia de base será la que contribuirá a la formación de la imagen retiniana. Este tipo de diseño se utiliza principalmente en lentes de materiales blandos que se centran bien en el ojo y no se descentran debido a los movimientos oculares.

1.2.5.3. Diseño concéntrico

Este tipo de lentes presentan diferentes zonas refractivas con diseño concéntrico y presentan variaciones en función de que potencia (lejos o cerca) esté situada en la parte central (diseño centro- lejos o centro- cerca) (Figura 11). Pueden presentar dos o más zonas concéntricas. Las variaciones y rendimiento visual entre estas lentes dependen de los diferentes diseños. Uno de los factores más importantes para un buen rendimiento en este tipo de lentes es la pupila del paciente, ya que si la pupila es pequeña, sólo se contribuirá a la imagen retiniana con la zona central, que si está destinada a la visión de lejos, sólo será funcional de lejos y nula para

visión cerca. De manera contraria, si la zona central es para cerca, sólo será funcional de cerca y nula para lejos.

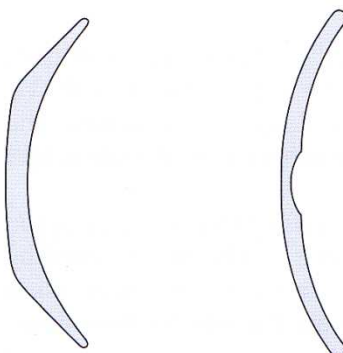


Figura 11. Diseños de lente de contacto (LC) bifocales de visión simultánea concéntricas de superficie anterior (izquierda) y posterior (derecha).

1.2.6. Lente de contacto híbrida

Es una LC cuyo diseño es concéntrico, con un centro rígido y periferia blanda (Celia, 2006). Esta indicado para pacientes presbitas que necesitan una corrección de astigmatismo pero no logran alcanzar la adaptación o comodidad con un diseño de LCRPG. Combina la calidad óptica que se obtiene con una LCRPG con la comodidad de una LCH.

1.3. Perspectiva histórica

La historia de la LC bifocal se inicia con diseños rígidos, cuya primera solicitud de patente por parte de William Feinbloom data de 1936, mucho antes que apareciera la LC de hidrogel. El diseño de Feinbloom se basaba en el principio de visión alternante y consistía en una porción mayor en la zona superior para visión lejana y una porción inferior más pequeña para visión próxima.

En 1950, en Inglaterra se empezó a utilizar la LC bifocal escleral de Williamson-Noble, compuesta por una zona central para la visión de cerca y una zona anular periférica para la visión de lejos. A este diseño anular, siguieron otros dos, el diseño de John De Carle, en 1957, y Moss-Arner unos años más tarde. Ambos constaban de dos zonas concéntricas de distinta potencia dióptrica conseguidas a base de tallar en la cara posterior dos zonas con diferente radio de curvatura. La porción para visión próxima era central, y lo suficientemente pequeña para que la pupila la cubriera por completo y abarcara también parte de la zona para visión de lejos. Como describía De Carle se trataba de un diseño basado en el principio de “bi-vision”, o visión simultánea. Por la misma época, Wesley-Jessen diseñó una LC anular pero basado en la idea de visión alternante.

En 1968 se crean diseños concéntricos con materiales plásticos con distintos índices de refracción. También las lentes corneales bifocales de imagen alternante por traslación se fabricaron en materiales plásticos de distintos índices de refracción.

La innovación más importante en diseños de traslación la desarrolló Mandell, cuando transformó una lente corneal bifocal de imagen alternante (lente de Chester Black) en un diseño monocéntrico. Al disponer el centro de las secciones para lejos y para cerca en el mismo plano focal, eliminó cualquier salto de imagen. Este nuevo diseño supuso un avance muy importante y su principio se aplica actualmente a toda las LC bifocal de traslación.

A mediados de la década de 1970, comenzaron a fabricarse lentes bifocales de hidrogel en pequeños laboratorios, aunque la escasa experiencia y el método empírico de adaptación derivaron en una alta incidencia de fracasos.

De 1981 a 1983 se diseñaron tres nuevas LCs bifocales: la lente BiSoft de Ciba Vision, con una cara anterior bicurva y dos zonas concéntricas de las que la parte central era para visión próxima; la lente multifocal PA-1 de Bausch & Lomb, con la superficie posterior esférica, y la lente Trufocal de Wesley-Jessen, basada en el método de la visión alternante, y que obtuvo la aprobación de la FDA en 1983. Las propuestas parecían cubrir casi todos los problemas ópticos derivados de las ametropías y de la presbicia.

La primera LCM RPG aprobada por la FDA fue Silcon VFL en 1983, comercializada por Conforma Laboratories. Cohen y Freeman, desarrollaron simultáneamente una retícula de difracción bifocal para LC blanda y rígida que aportaba un segundo foco para la

visión próxima. Estas lentes funcionan según el principio de la visión simultánea y han sido fabricadas por Allergan Optical (en hidrogel) y Pilkington (RPG).

En la década de los 80 y los años 90, los resultados obtenidos con LCM y bifocal presentan limitaciones importantes en resultados de SC, estereopsis y AV. En 1987, se realiza un estudio (McGill et al., 1987) con LC bifocal y multifocal, y presentan resultados en los que se observa una disminución de la función de sensibilidad al contraste (CSF) en medias y altas frecuencias. Collins MJ, Brown B y Bowman KJ, en 1989 (Collins et al., 1989), realizan un trabajo comparando monovisión y LC bifocales, obteniendo un mayor índice de éxito con monovisión (67%) que con LC bifocal (33%). Lo mismo ocurre con un estudio comparativo realizado por Erickson y Schor, en 1990 (Erickson et al., 1990), donde de nuevo los valores obtenidos en monovisión son mejores que con LC bifocal. En 1992, Back, Grant y Hine (Back et al., 1992) realizan un trabajo de investigación comparando LCH bifocal y LOM donde obtuvieron un peor rendimiento visual en visión próxima para LCH bifocal en relación a la LOM. En 1994, Shapiro y Bredeson (Shapiro et al., 1994), realizan un estudio con LCM, y concluyen que la visión es apenas “aceptable” en la mayor parte de los pacientes.

Un estudio comparativo (Kirshen et al., 1999) con LC bifocal y monovisión reporta que la LC bifocal proporciona una menor AV pero una mayor estereopsis con menor supresión (89% monovisión y

26% bifocal). Posteriormente, en 2002, Guillon et al. (2002) valoran la AV para diferentes niveles de iluminación y contraste de las lentes Acuvue Bifocal y Focus Progressives (con adición fija), obteniendo mejores resultados con la LC bifocal y concluyendo que la LCM no da buenos resultados, sobretodo en presbitas jóvenes (bajas adiciones). En 2003 (Situ et al., 2003), comparan una LC bifocal multizona con monovisión en términos de AV con diferentes contrastes, agudeza visual estereoscópica (AVE), CSF y realizan un cuestionario de satisfacción transcurrido un año. Este estudio concluyó que la LC bifocal, excepto para la AV de lejos con bajo contraste y la AV de cerca con alto y bajo contraste, ofrecía resultados notablemente superiores. En el cuestionario de satisfacción, un 53% prefirieron la LC bifocal. En 2006 se realiza un estudio (Richdale et al., 2006) con monovisión y LCM donde se analizan la AV de alto y bajo contraste, la AVE y un cuestionario de satisfacción. La mayor relevancia de los resultados es la obtenida en la AVE donde en un 76% de los pacientes mostraron mejores resultados con la LCM. En 2009, Gupta, Naroo y Wolffsohn (Gupta et al., 2009) comparan LCM con monovisión obteniendo mejor AV con monovisión, pero mejor AVE y rango de visión nítida con LCM sin obtener diferencias entre una técnica y otra en cuanto a SC. Ferrer-Blasco y Madrid-Costa (Ferrer-Blasco et al., 2010) realizan un estudio para analizar la AVE con LCM de visión simultánea, los resultados mostraron que las LC analizadas proporcionan una buena AV y una buena estereopsis. En 2011, un estudio realizado en

colaboración entre la Universidad de Valencia y de Manchester (Madrid-Costa et al., 2011) en el que analizaba la respuesta acomodativa con tres tipos diferentes de LCM, concluye que en observadores jóvenes no hay grandes cambios en la respuesta acomodativa comparado con LC monofocal.

1.4.- Estado actual. Justificación

Actualmente se estima que en el mundo un 42% de la población utiliza gafas y un 2% LC (Montés-Micó, 2011). Todos los pacientes que han sido adaptados con LC monofocal y ahora son presbitas demandan seguir llevando LC y los nuevos presbitas, que no están acostumbrados a llevar ningún tipo de corrección quieren utilizar LC, bien por razones estéticas, bien por que mejora sus tareas en la actividad diaria. Según Morgan y Efron (Morgan et al., 2009), a pesar de la revolución en la industria de la LC, sólo un 5-10% de las adaptaciones en pacientes presbitas son realizadas con LCM, y sólo un 37% de los pacientes presbitas usuarios de LC usan un sistema para compensar la presbicia. Esta cifra sugiere que en la mayoría de los casos, los pacientes van compensados con LC monofocal y gafas de cerca. La baja tasa de adaptaciones de LCM se puede superar proporcionando por parte de instituciones académicas y profesionales, un mayor conocimiento sobre la adaptación de LC para presbitas, así como por parte de la industria de LC aumentando

la investigación y desarrollo en diseños optimizados de LCM (Efron et al., 2010).

Hay un dato indicativo de un alto nivel de aceptación de la LCM blanda por parte de los profesionales que prescriben LC para la corrección de la presbicia y es que el ratio total de prescripción de LCM blanda es del 25%, tres veces mayor que para los que se prescriben LC blanda en monovisión, que es el 7% (Morgan et al., 2009). Estas cifras son representativas del cambio que se ha producido en los patrones de adaptación de LC para présbitas si se compara con las adaptaciones realizadas hace unos años.

Teniendo en cuenta cómo puede repercutir económicamente para la industria de la LC dar solución a la presbicia, actualmente éste es uno de los campos con mayor crecimiento en el ámbito de los sistemas ópticos para la compensación visual. Los laboratorios de LC, totalmente conscientes del envejecimiento demográfico, se han vuelto más activos en los últimos años para sacar al mercado nuevos diseños de LCM. La mayoría de estos diseños utilizan el concepto de visión simultánea.

La LC Purevision Multifocal (Bausch&Lomb, Rochester, Nueva York) es una lente de visión simultánea esférica con diseño centro-cerca. Esta LCM se fabrica para uso mensual y está diseñada para compensar la presbicia. Debido a los nuevos avances en el campo de la contactología y al envejecimiento de la población, la

valoración del rendimiento visual de este tipo de LCM puede ser de gran ayuda a la hora de realizar adaptaciones de LCM.

1.5.- Hipótesis y Objetivos

La hipótesis general de esta Tesis Doctoral es que la LCM es una opción válida para la corrección de la presbicia ofreciendo un rendimiento visual a cualquier distancia comparable con la mejor corrección. De este modo, en esta Tesis Doctoral, se pretende valorar el rendimiento visual de la LCM basada visión simultánea Purevisión Multifocal, con la finalidad de determinar si este tipo de LC es una buena opción como alternativa a la LOM en pacientes présbitas.

CAPÍTULO 2

METODOLOGÍA

2.1.- Sujetos

La presente tesis siguió los principios de la Declaración de Helsinki y recibió la aprobación del Comité de Revisión Institucional (Institutional Review Board). Se obtuvo el consentimiento informado por parte de todos los pacientes tras explicarles la naturaleza, procedimiento y consecuencias del mismo.

Se reclutaron 20 sujetos presbitas cuyas características se muestran en la tabla 2.

Característica	Valor
Edad Media (años) \pm DE	53.2 \pm 5.3
Rango	41 a 60
Hombres:Mujeres	13:7
Error refractivo esférico medio(D) \pm DE	0.93 \pm 1.27
Rango	-2.00 a +3.25
Error refractivo cilíndrico medio (D) \pm DE	-0.44 \pm 0.16
Rango	-0.25 a -0.75
Adición media (D) \pm DE	2.17 \pm 0.53
Rango	1.00 a 2.75
Diámetro pupilar fotópico (mm) \pm DE	3.0 \pm 0.5
Rango	2.0 a 4.0
Diámetro pupilar mesópico (mm) \pm DE	5.3 \pm 0.4
Rango	5.0 a 6.0

Tabla 2. Características de los pacientes. DE: desviación estándar; condiciones fotópicas (85 cd/m²) y mesópicas (3 cd/m²).

Referente a la distribución de sexos, la muestra está formada por 13 mujeres y 7 hombres, mostrando un sesgo hacia el sexo femenino, sin embargo es representativo de la población portadora de LC, en la que entre un 56-75% de los portadores de LC son mujeres (Morgan PB et al., 2009). Por lo tanto, podemos considerar que el grupo de sujetos elegidos para el estudio representa la población usuaria de LC actual.

2.1.1. Criterios de inclusión

- Edad comprendida entre los 40 y 60 años.
- Binocularidad normal.
- AV monocular con la mejor corrección $\geq 20/20$ (0.0 logMAR)´
- Comprometerse a cumplir el protocolo de visitas.
- Compromiso a usar las LC utilizadas en el estudio de una manera correcta, de acuerdo a las normas de higiene.

2.1.2. Criterios de exclusión

- Incapacidad a cumplir el protocolo de visitas de revisión.
- Haber estado sometido a cualquier tipo de cirugía refractiva.
- Presentar ambliopía y/o estrabismo.

- Historial con intolerancia a la LC.
- Embarazo o lactancia.
- Patología de la superficie ocular como opacidad corneal, síndrome de ojo seco, defectos epiteliales recurrentes, uveítis, queratocono, infección,...
- Padecer o haber padecido cualquier tipo de patología ocular.
- Aplicación de medicación tópica.
- Presentar algún tipo de patología sistémica que limitase el uso de LC en general.
- Medicación sistémica que pueda afectar al uso de LC, como antidepresivos, antiparquisonianos, antihipertensivos arteriales, antihistamínicos, anticolinérgicos, antipsicóticos, ,...

2.1.3. Criterios para abandonar el estudio

- Aparición durante el estudio de alguna patología ocular incompatible con el uso de LC.
- Incumplimiento del protocolo de las visitas establecido para la revisión de las LCs.
- Cumplimiento de alguno de los criterios de exclusión a lo largo del estudio.

2.2. Lente de contacto

Los sujetos utilizaron LC en la modalidad de remplazo mensual. Se adaptó de manera aleatoria la LC Purevision Multifocal o LOM, llevando cada una de las correcciones durante un mes.

2.2.1. Parámetros

Las LC Purevision Multifocal (Bausch&Lomb, Rochester, Nueva York) son lentes de visión simultánea esféricas con diseño centro-cerca. Las características de la LCM se presentan en la tabla 3:



Figura 12: Purevision Multifocal (Bausch&Lomb).

Material	Balafilcon A
Espesor central (mm)	0.09 (-3.00 D)
Diámetro (mm)	14.00
Diámetro zona óptica (mm)	8.00
Curva base (mm)	8.60
Rango de potencias (D)	[+6.00, -10.00 D]
Adición	Baja < 1.50 D Alta [1.75, 2.50 D]

Tabla 3. Parámetros de Purevision Multifocal.

2.2.2. Diseño

Esta LCM presenta una superficie anterior esférica con la mayor potencia positiva en el centro y que disminuye hacia la periferia. Se fabrican para dos adiciones, una baja (de +0.75 a +1.50 D-) y otra alta (de +1.75 a +2.50D). La lente de adición baja presenta un zona suave de transición entre la zona central con la adición a la zona periférica. En cambio la lente de adición alta se presenta más abrupta entre ambas zonas. En pacientes con adición hasta +1.50D se opta por una lente con baja adición en ambos ojos, en pacientes con adición entre +1.75 y +2.25D se utiliza una lente con baja adición en el ojo dominante y con alta adición en el no dominante, y para adiciones superiores a +2.25 se usan lentes de alta adición en ambos ojos. El material del que se compone es Balafilcon A (silicona hidrogel, 36% agua). El distribución de potencias está representado en la Figura 13.

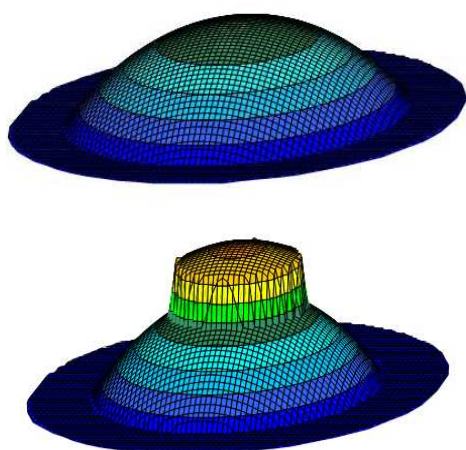


Figura 13: Distribución de potencia de Purevision Multifocal de baja (arriba) y alta (abajo) adición.

2.3. Lente oftálmica

La LOM utilizada en el estudio fue Varilux Physio (Essilor, Charenton-Le-Pont, Francia), una lente considerada de “alta resolución”. El principio de estas lentes consiste en optimizar el rendimiento visual en cada dirección de mirada, controlando las características del haz luminoso que entra a través de la pupila.

Este principio en el diseño se adopta para:

- Maximizar la AV en visión de lejos gracias a la corrección de la aberración del coma (Figura 14). Esta aberración es la más presente en la LOM e influye a nivel de rendimiento visual en términos de AV y SC. Se debe a la variación de potencia de la lente y afecta a la calidad de visión del usuario, especialmente en la zona de visión de lejos, en la que la pupila tiene un diámetro mayor.



Figura 14. Control del Coma en la LOM utilizada en la presente tesis.

- Optimizar el funcionamiento de la acomodación en visión intermedia facilitando la focalización de las orientaciones verticales (Figura 15).



Figura 15. Control del eje en visión intermedia de la LOM utilizada en la presente tesis.

- Aumentar la amplitud del movimiento de los ojos en visión próxima (Figura 16). Esta LOM aumenta la altura del área de potencia estable.



Figura 16. Control de la potencia en visión de cerca de la LOM utilizada en la presente tesis.

2.4. Procedimiento clínico

2.4.1. Pruebas realizadas

Previamente al estudio y para comprobar que todos los participantes cumplieran los requisitos para continuar, se les realizó un examen ocular completo que incluía:

- Anamnesis.
- Retinoscopía.
- Examen subjetivo.
- Cover test.
- Determinación de la adición para distancia de trabajo.
- Medida de diámetro pupilar.
- Medida de hendidura palpebral.
- Medida de diámetro corneal.
- Queratometría.
- Examen de segmento anterior con lámpara de hendidura.
- Examen de segmento posterior con oftalmoscopio.

La medida del diámetro pupilar se llevo a cabo con el Pupilómetro Colvard (OASIS Medical Inc. Glendora, CA, Estados

Unidos), bajo condiciones fotópicas (85 cd/m²) y mesópicas (3 cd/m²).

Una vez realizado el estudio previo, se adaptó a los sujetos con cada tipo de corrección aleatoriamente. Para la adaptación de la LC se siguió el nomograma aconsejado por la casa comercial (APÉNDICE II) y se determinó el ojo dominante con el método de dominancia sensorial descrito anteriormente. Para la compensación con LOM se siguieron las pautas y toma de medidas propuestas por la compañía comercializadora:

- Determinación de distancias nasopupilares.
- Determinación del ángulo pantoscópico.
- Determinación del ángulo de galve.
- Determinación de la distancia al vértice.
- Determinación de la altura pupilar.

Tras un mes con la corrección correspondiente, a cada uno de los pacientes se le sometió a las siguientes pruebas:

2.4.1.1. Agudeza visual

Se midió en visión lejana con Functional Visión Analyzer (Stereoptical Co, USA) en condiciones fotópicas (85 cd/m²) y mesópicas (3 cd/m²), y en visión próxima usando la carta de AV

LogMAR 200 (Precision Vision, USA) (Figura 17) a 40 cm bajo condiciones fotópicas (85 cd/m²).



Figura 17. Functional Vision Analyzer (izquierda) y carta de AV LogMAR 200 para visión próxima (derecha).

Las medidas de realizadas para la valoración de la AV en cada sujeto incluían:

- AV monocular en visión de lejos en condiciones fotópicas.
- AV binocular en visión de lejos en condiciones fotópicas.
- AV monocular en visión de lejos en condiciones mesópicas.
- AV binocular en visión de lejos en condiciones mesópicas.
- AV monocular en visión próxima en condiciones fotópicas.
- AV binocular en visión próxima en condiciones fotópicas.

2.4.1.2. Función de sensibilidad al contraste

La SC se valoró en condiciones fotópicas (85 cd/m^2) en visión lejana y visión próxima, de manera monocular y binocular. Se midió en condiciones mesópicas en visión lejana, de manera monocular y binocular (3 cd/m^2) con dos niveles de deslumbramiento, nivel de deslumbramiento 1 (G1) (1 Lux) y 2 (G2) (28 Lux). Para la medida de la CSF en visión lejana se utilizó el test FACT (Functional Acuity Contrast Test), incluido en el dispositivo Functional Visión Analyzer (Stereoptical Co, USA)(Figura 18). El test FACT consiste en estímulos representados por redes de onda sinusoidal (Figura 19). Cada estímulo está compuesto por franjas de diferentes frecuencias espaciales [1.5, 3, 6, 12 y 18 ciclos/grado (cpg)] dispuestas en cinco filas (A, B, C, D y E, respectivamente), cada fila tiene una determinada frecuencia espacial con disminución del contraste en pasos de 0.2. Para controlar la exactitud en la percepción del sujeto, las franjas de los estímulos están inclinadas en tres orientaciones dispuestas al azar (vertical, giradas 15° ó -15°). Se asume que el sujeto detecta una red cuando describe su orientación (vertical, derecha ó izquierda). La SC para cada frecuencia espacial se determina por el círculo de menor contraste cuya orientación se identifica correctamente en cada fila.

Para la medida de la SC en visión próxima se utilizaron las tarjetas del test, Vision Contrast test System , VCTS 6500 (Vistech Consultants Inc., Dayton, OH, USA) en la versión calibrada a 40 cm.

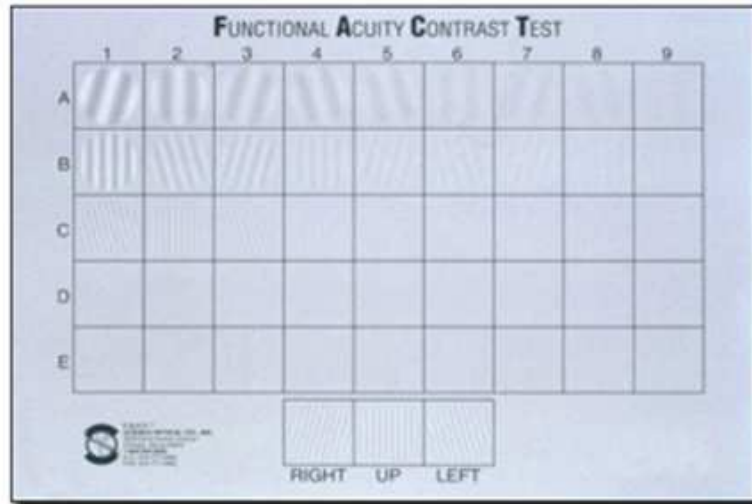


Figura 18. Test FACT.

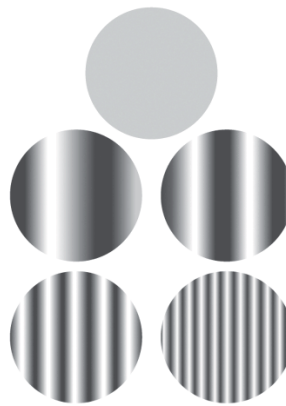


Figura 19. Ejemplos de estímulo neutro (arriba), y estímulos de diferentes frecuencias espaciales (en el centro, de izquierda a derecha, 0.25 y 0.50 cpg, y abajo, de izquierda a derecha, 1.00 y 2.00 cpg).

Una vez se han realizado todas las medidas, los resultados se llevan a la hoja de registro (Figura 20). En la hoja de registro de resultados están representados los valores de la SC de cada red. En él se marca el número del último círculo identificado correctamente para

cada frecuencia espacial. Los cinco puntos obtenidos se unen, dando lugar a una curva que representa la CSF del individuo.

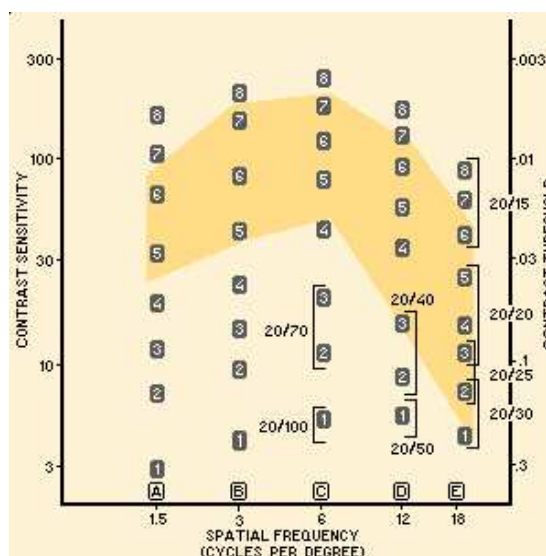


Figura 20. Gráfico de registro de resultados.

2.4.1.3. Curva de desenfoco

La curva de desenfoco fue construida en condiciones binoculares utilizando el test de AV LogMAR en visión lejana de Functional Vision Analyzer. Se fueron introduciendo lentes sobre los dos tipos de corrección LCM y LOM en pasos de 0.50 D desde +3.00 D hasta -5.00 D con secuencia de letras y presentaciones aleatorias de lentes con el fin de reducir los efectos de memorización (Gupta et al., 2007). Para cada uno de los desenfocos, el examinador tomaba los valores de AV para la posterior representación gráfica. Cinco minutos antes de realizar la prueba, se instiló a los sujetos lágrima artificial en ambos ojos para mantener la integridad de la película lagrimal.

2.4.1.4. Agudeza visual estereoscópica

Se determinó mediante los anillos de Wirt (Figura 21) y los círculos del test de Random dot (Figura 22). En ambos casos, los sujetos debieron utilizar las gafas polarizadas (ejes a 45° y 135°).

- *Anillos de Wirt.* La AVE determinada con los anillos de Wirt fue medida con Functional Vision Analyzer en condiciones fotópicas (85 cd/m²). Este test consta de nueve casillas con cuatro círculos, entre los cuatro se debe escoger el que sobresale de la pantalla. La disparidad se encuentra en el rango comprendido entre 800 segundos de arco (") a 40".

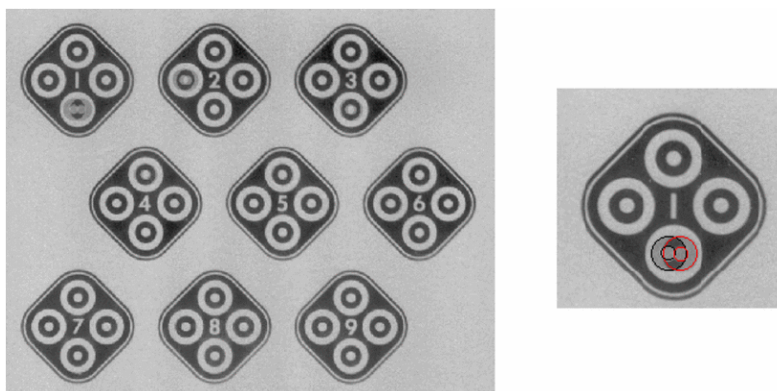


Figura 21. Anillos de Wirt.

- *Círculos del test de Random Dot.* La AVE fue medida usando el Randot Estereotest (Stereoptical Co., Chicago). Este test fue realizado en condiciones fotópicas (85 cd/m²) situado sobre un atril a 40 cm para controlar que todos los sujetos lo observaran a la misma distancia y bajo un ángulo de 45° respecto al plano

facial. Este test consta de diez casillas, y cada una de estas casillas tiene tres círculos. Sólo uno de los círculos aparece “diferente” de los otros (izquierdo, medio o derecho). Las disparidades van de 400” a 20”.



Figura 22. Test de Random dot. (Stereoptical Co.)

2.4.1.5. Cuestionario de satisfacción visual

Tras el uso de cada una de las correcciones, los pacientes fueron sometidos a un test de satisfacción visual, en particular el cuestionario *National Eye Institute Refractive Error Quality of Life Instrument—42 (NEI RQL-42)* (APÉNDICE III)

La encuesta consta de 42 preguntas. Están agrupadas por categorías (Tabla 4). Las 35 primeras preguntas son sencillas, es decir, una pregunta con una opción de respuesta a elegir entre cuatro o seis opciones, mientras que las 7 últimas son de respuesta “sí” o “no” para

posteriormente gradar los resultados en los diferentes intervalos proporcionados en el cuestionario.

Categoría	Número de preguntas por categoría	Número de preguntas en la encuesta
1 Visión clara	4	23, 37b, 39b, 40b
2 Expectativas	2	1, 28
3 Visión de cerca	4	2, 7, 8, 11
4 Visión de lejos	5	4, 5, 6, 9, 10
5 Fluctuaciones diurnas	2	3, 20
6 Limitaciones en la actividad	4	12, 33, 34, 35
7 Deslumbramiento	2	17, 38b
8 Síntomas	7	18, 19, 24, 25, 36b, 41b, 42b
9 Depende de la corrección	4	13, 14, 15, 16
10 Preocupación visual	2	21, 22
11 Corrección subóptima	2	31, 32
12 Apariencia	3	27, 29, 30
13 Satisfacción con la corrección	1	26

Tabla 4. Agrupación de preguntas por categorías.

Respecto al primer bloque de preguntas (de la 1 a la 35):

- La primera pregunta es de carácter general.
- De la pregunta 2 a la 12 hacen referencia al efecto de la visión del paciente sobre sus actividades.

- De la pregunta 23 a la 35 hacen referencia a la corrección visual.

En cuanto al segundo bloque de preguntas (de la 36 a la 42):

- Hacen referencia a posibles problemas.
- Existe la opción de respuesta sí o no.
- En el caso de escoger la primera opción, debe identificar el grado de molestia presente entre cuatro opciones.

Con la aplicación de este cuestionario de satisfacción en contactología se pueden evaluar materiales así como sus diseños. En particular, en esta Tesis Doctoral, proporciona una valoración subjetiva de cada uno de los sistemas de corrección de la presbicia.

2.4.2. Análisis estadístico

Los datos obtenidos fueron analizados utilizando el programa SPSS para Windows v.17.0 (SPSS Inc, Chicago, IL). La distribución normal de las variables se evaluó utilizando el test Kolmogorov-Smirnov. Mediante un t-test pareado se compararon las diferencias para AV, SC, curva de desenfoco y AVE entre LCM y LOM. Las diferencias se consideraron estadísticamente significativas cuando el valor P fue < 0.05 , es decir, a un nivel de significancia del 5%.

CAPÍTULO 3

RESULTADOS

3.1. Agudeza visual

Todos los resultados de AV comparando LCM y LOM bajo diferentes niveles de iluminación están reflejados en la tabla 5. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos en AV monocular en visión de lejos ($p=0.03$), AV binocular en visión de lejos ($p=0.04$), AV monocular en visión de cerca ($p=0.01$) y AV binocular en visión de cerca ($p=0.03$) en condiciones fotópicas, y AV monocular en visión de lejos ($p<0.01$) y AV binocular en visión de cerca ($p=0.01$) en condiciones mesópicas.

	LCM	LOM	P-Valor
AVML Fotópica	0.03 ± 0.05	-0.02 ± 0.05	0.03
AVMC Fotópica	0.05 ± 0.06	-0.03 ± 0.05	0.01
AVML Mesópica	0.23 ± 0.07	0.16 ± 0.10	<0.01
AVBL Fotópica	-0.01 ± 0.03	-0.05 ± 0.07	0.04
AVBC Fotópica	0.02 ± 0.05	-0.08 ± 0.06	0.03
AVBL Mesópica	0.18 ± 0.05	0.10 ± 0.06	0.01

Tabla 5. Valores promedio y desviación estándar de agudeza visual (AV) binocular para el grupo LCM (lente de contacto multifocal) y LOM (lente oftálmica multifocal) en condiciones fotópicas (85 cd/m^2) y mesópicas (3 cd/m^2). AVML: Agudeza visual monocular lejos; AVMC: Agudeza visual monocular cerca; AVBL: Agudeza visual binocular lejos; AVBC: Agudeza visual binocular cerca.

RESULTADOS

En todos los casos, los valores obtenidos fueron menores (lo que implica mejor rendimiento) para el grupo de LOM.

3.2. Sensibilidad al contraste

La figura 23 muestra la CSF para ambos tipos de corrección en visión de lejos monocular para todas las condiciones de iluminación (fotópica, mesópica, nivel de deslumbramiento G1 y nivel de deslumbramiento G2).

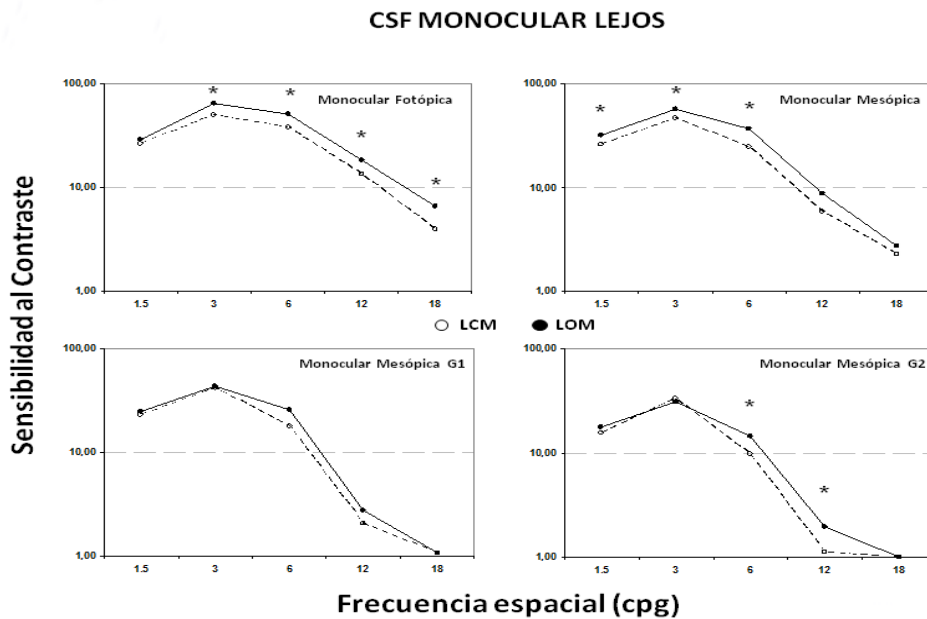


Figura 23. Función de sensibilidad al contraste (CSF) monocular en visión de lejos para el grupo LCM (lente de contacto multifocal) y LOM (lente oftálmica multifocal) en condiciones fotópicas (85 cd/m^2), mesópicas (3 cd/m^2), mesópicas con condiciones de deslumbramiento G1 (1 lux) y mesópicas con condiciones de deslumbramiento G2 (28 lux). Eje X: Frecuencia espacial (cpv); Eje Y: Sensibilidad al contraste. *: Diferencias estadísticamente significativas.

Los resultados están expresados mediante valores promedio.

En condiciones fotópicas, se observaron diferencias estadísticamente significativas para todas las frecuencias espaciales estudiadas ($p < 0.05$) excepto para 1.5 cpv ($p = 0.23$); sin embargo en

RESULTADOS

condiciones mesópicas estas diferencias fueron observadas en las frecuencias espaciales medias y bajas (1.5, 3 y 6 cp/g; $p < 0.05$). Cuando las condiciones de deslumbramiento fueron introducidas, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas para ninguna frecuencia espacial en el caso de G1 ($p < 0.05$) y únicamente para 6 y 12 cp/g ($p = 0.02$ y $p = 0.01$, respectivamente) en el caso de G2.

La figura 24 representa la CSF en visión de lejos binocular para todas las condiciones de iluminación (fotópica, mesópica, G1 y G2).

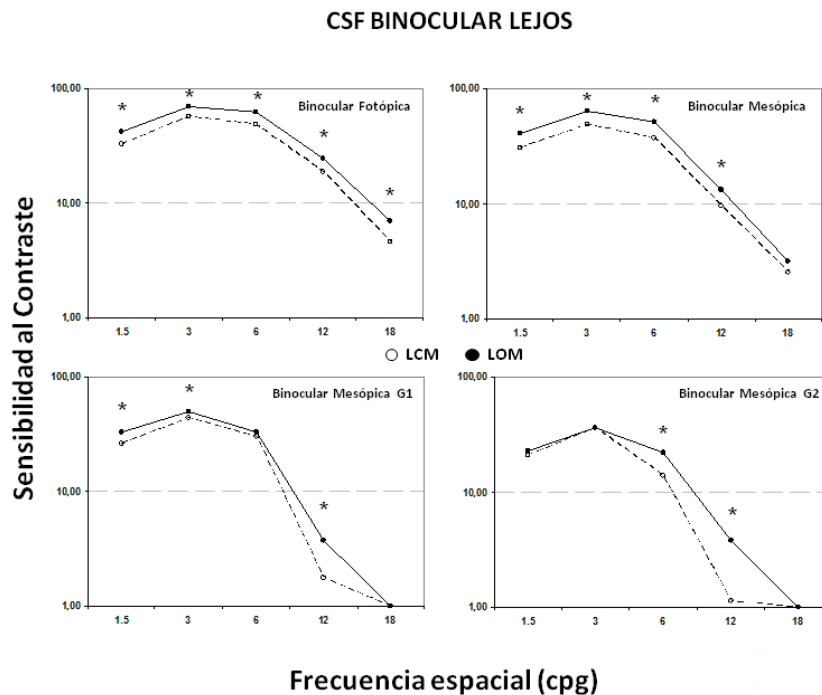


Figura 24. Función de sensibilidad al contraste (CSF) binocular en visión de lejos para el grupo LCM (lente de contacto multifocal) y LOM (lente oftálmica multifocal) en condiciones fotópicas (85 cd/m^2), mesópicas (3 cd/m^2), mesópicas con condiciones de deslumbramiento G1 (1 lux) y mesópicas con condiciones de deslumbramiento G2 (28 lux). Eje X: Frecuencia espacial (cp/g); Eje Y: Sensibilidad al contraste. *: Diferencias estadísticamente significativas.

Los resultados están expresados mediante valores promedio.

RESULTADOS

En condiciones fotópicas se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas para todas las frecuencias espaciales. Este mismo comportamiento se observó en condiciones mesópicas sin deslumbramiento para las frecuencias espaciales bajas, medias y medias-altas (entre 1.5 y 12 cpg; $p < 0.05$), pero no para 18 cpg ($p = 0.08$). En condiciones mesópicas con deslumbramiento, la diferencias estadísticamente significativas se obtuvieron para 1.5, 3 y 12 cpg ($p < 0.05$) en el caso de G1, y para 6 y 12 cpg en el caso de G2 ($p < 0.05$).

La figura 25 analiza la SC en visión de cerca desde un punto de vista monocular y binocular bajo condiciones fotópicas.

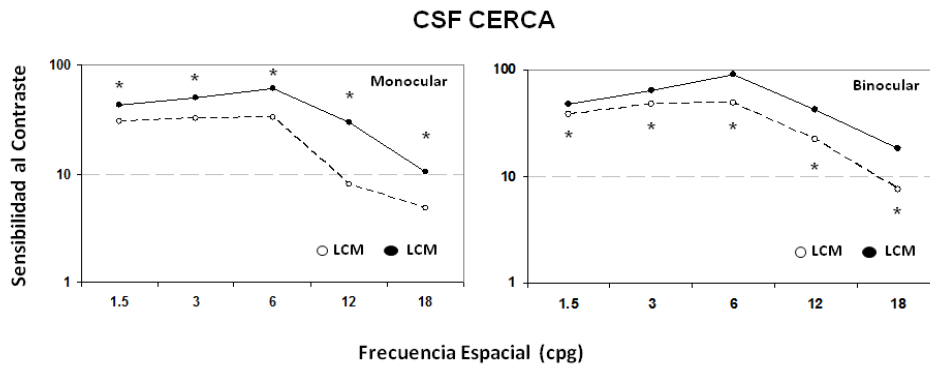


Figura 25. Función de sensibilidad al contraste (CSF) monocular y binocular en visión de cerca para el grupo LCM (lente de contacto multifocal) y LOM (lente oftálmica multifocal) en condiciones fotópicas (85 cd/m^2). Eje X: Frecuencia espacial (cpg); Eje Y: Sensibilidad al contraste. *: Diferencias estadísticamente significativas. Los resultados están expresados mediante valores promedio.

RESULTADOS

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los dos tipos de corrección para SC de cerca en todas las frecuencias espaciales testadas ($p < 0.05$) ya sea en visión monocular o binocular.

3.3. Curva de desenfoque

La figura 26 representa los valores promedio de AV binocular medidos como una función del desenfoque. La curva presenta un máximo de AV para ambas correcciones en desenfoque 0 D (visión de lejos) mostrando diferencias estadísticamente significativas entre ambas correcciones ($p < 0.05$). Al introducir aleatoriamente lentes de diferentes potencias, se puede observar un ligero empeoramiento de los valores de AV para ambas correcciones en visión intermedia (entre -0.50 y -1.50 D), no presentando diferencias estadísticamente significativas entre ellos ($p = 0.22$ para -0.50 D, $p = 0.31$ para -1.00 D). En valores de desenfoque correspondientes a visión de cerca (-2.00 y -2.50 D), el comportamiento es diferente para LOM y LCM. Mientras la primera mantiene un comportamiento constante, en el caso de LCM sigue la tendencia hacia valores peores de AV. Estas diferencias entre tendencias se ven reflejadas estadísticamente ($p = 0.02$ para -2.00 D, $p = 0.01$ para -2.50 D).

Fuera de la zona de visión de interés del paciente, es decir, en vergencias más negativas a -2.50 D y mayores que 0 D, la curva de desenfoque tomó valores de AV peores conforme aumenta el desenfoque (ya sea negativo o positivo). Sin embargo, mientras que para valores más negativos a -2.50 D, el comportamiento de la LCM se muestra como peor corrección que la LOM para toda vergencia ($p < 0.05$), en desenfoque positivos no existieron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) entre ambas correcciones.

RESULTADOS

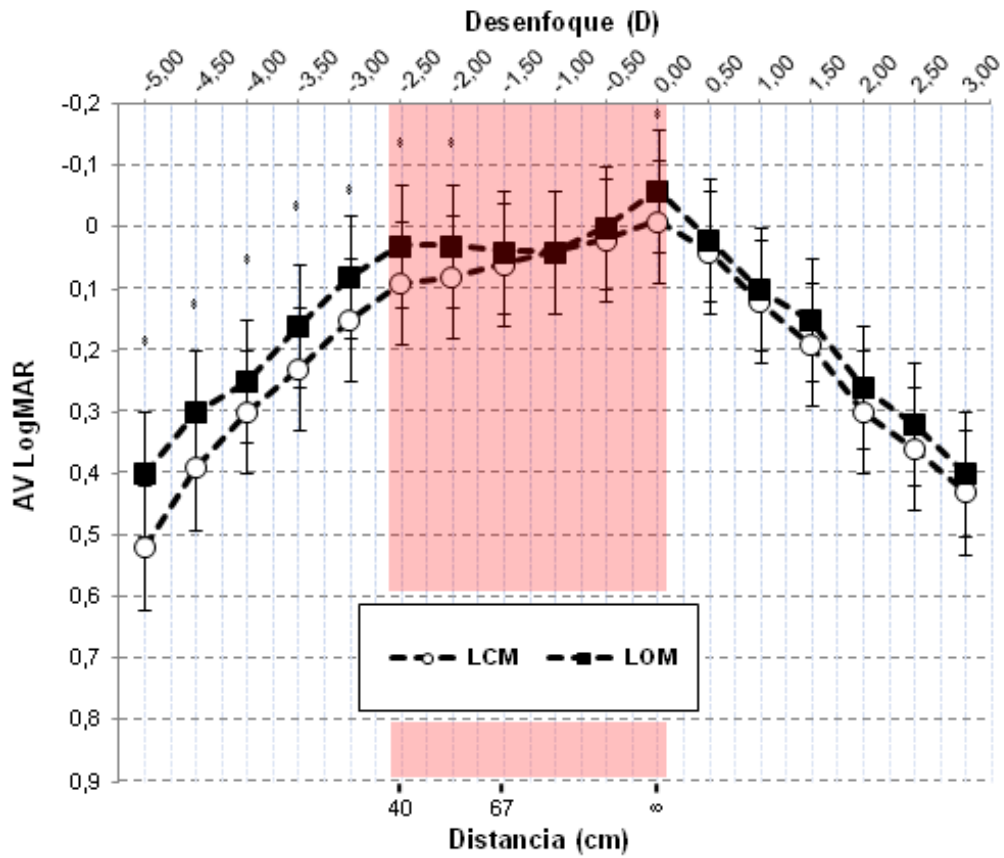


Figura 26. Curva de desfoque para el grupo LCM (lente de contacto multifocal) y LOM (lente oftálmica multifocal). Eje X: Desfoque (D); Eje Y: Agudeza visual (AV) LogMAR. *: Diferencias estadísticamente significativas.

Los resultados están expresados mediante valores promedio y las barras de error representan la desviación estándar.

3.4. Agudeza visual estereoscópica

Los resultados obtenidos para el grupo LCM y LOM se describen en la tabla 6. Independientemente del test utilizado, se observaron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos ($p < 0.05$), obteniéndose, en todos los casos, valores inferiores de AVE, es decir mejores resultados, para el grupo de LOM.

	LCM	LOM	P-Valor
Wirt	117.23 ± 26.97	98.69 ± 12.81	p<0.05
Random dot	75.50 ± 29.64	60.16 ± 12.06	p<0.05

Tabla 6. Valores promedio y desviación estándar de agudeza visual estereoscópica (AVE) expresados en segundos de arco (") para el grupo LCM (lente de contacto multifocal) y LOM (lente oftálmica multifocal) con el test Wirt y Random Dot.

3.5 Cuestionario de satisfacción

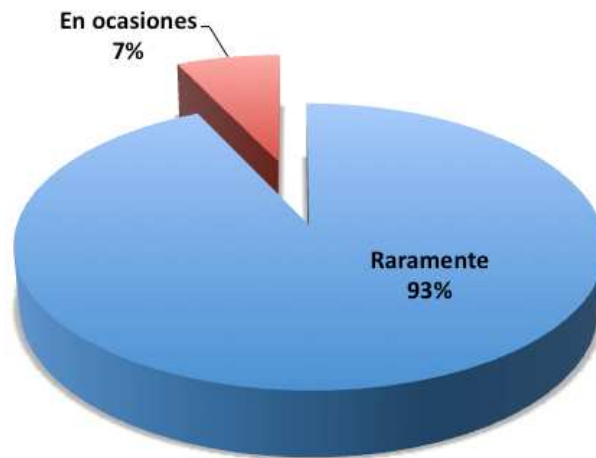
Todos los pacientes fueron sometidos a un test subjetivo para valorar la adaptación y satisfacción de las LCM. Se trata del cuestionario normalizado NEI-RQL-42 (National Eye Institute Refractive Error Quality of Life Instrument 42) (APÉNDICE III), en el que, con preguntas en orden aleatorio, se abordan diferentes aspectos en el uso de la prescripción que se han agrupado del siguiente modo:

- Preocupación.
- Dependencia de la corrección.
- Expectativas.
- Claridad de visión.
- Visión de lejos
- Visión de cerca.
- Síntomas.
- Fluctuaciones diurnas.
- Limitaciones en actividades.
- Deslumbramiento.
- Suficiencia de la corrección.
- Apariencia.
- Satisfacción en la corrección.

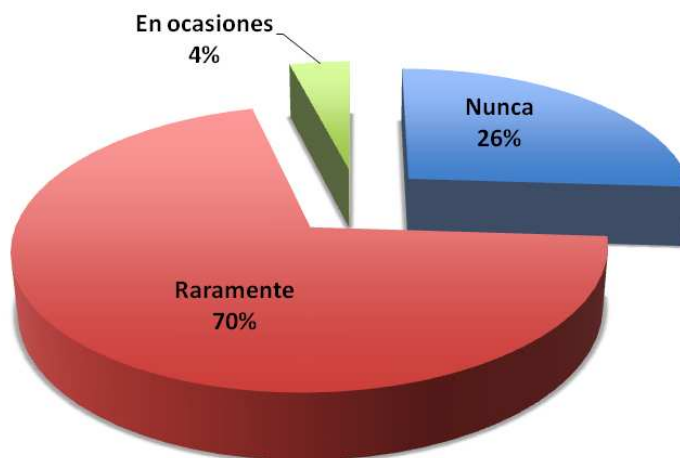
Los resultados se muestran gráficamente a continuación:

Preocupación

¿Con qué frecuencia se preocupa con su visión o la corrección visual?



¿Con qué frecuencia se da cuenta que piensa en su visión o la corrección visual?

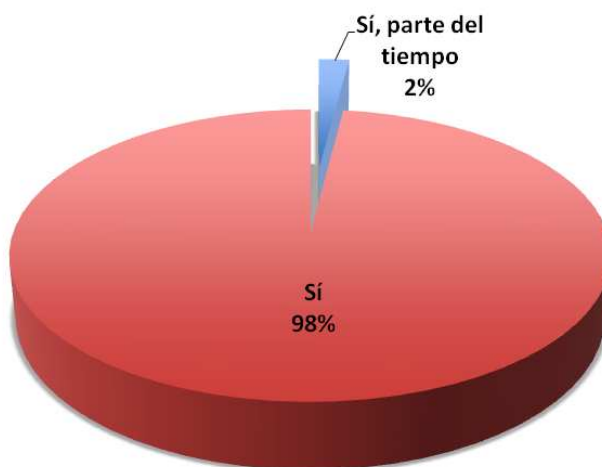


Dependencia de la corrección

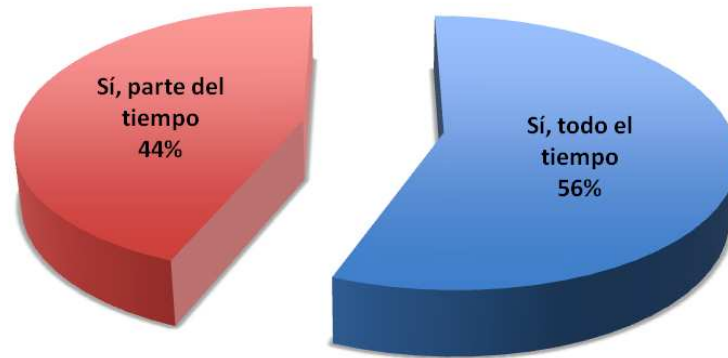
¿Necesita utilizar gafas monofocales, lentes multifocales o una lupa cuando está leyendo una lectura breve, como una dirección, un menú o una factura?



¿Necesita utilizar gafas, lentes multifocales o una lupa cuando está leyendo una lectura extensa, como libro, un artículo de revista o un periódico?



¿Necesita usar gafas o lentes de contacto para conducir por la noche?

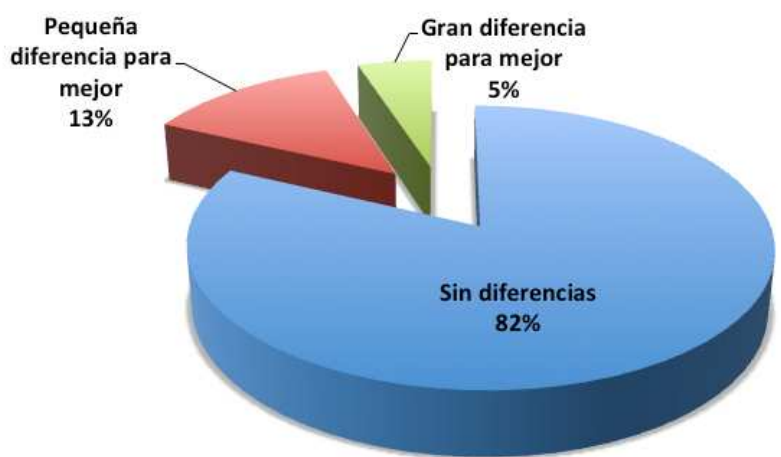


¿Utiliza gafas o lentes de contacto para conducir cuando anochece, justo cuando empieza a oscurecer ?

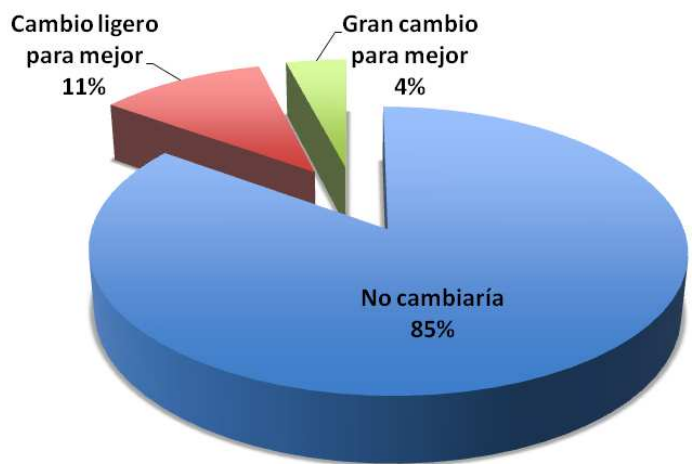


Expectativas

¿Cómo cambiaría su vida si tuviese una visión perfecta sin gafas, lentes de contacto o cualquier otro tipo de corrección?

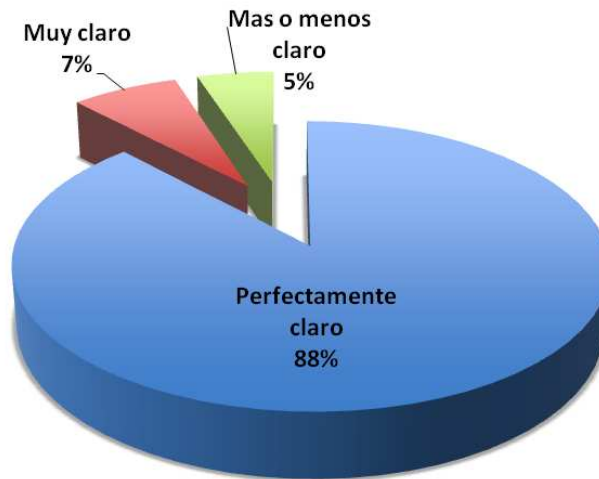


¿Cuánto cree que cambiará su vida si tuviese una visión perfecta sin gafas, lentes de contacto o cualquier otro tipo de corrección?

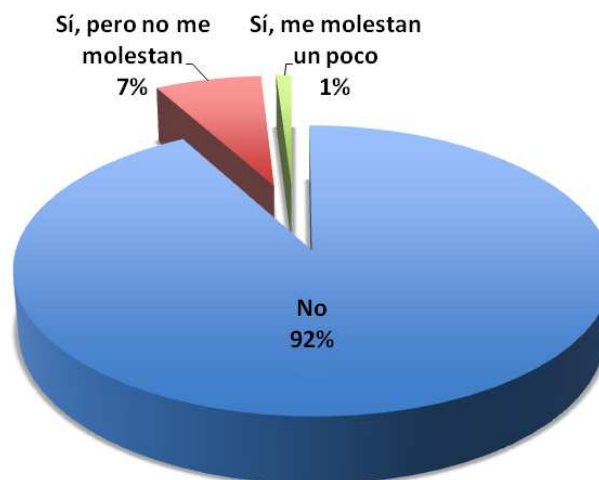


Claridad de visión

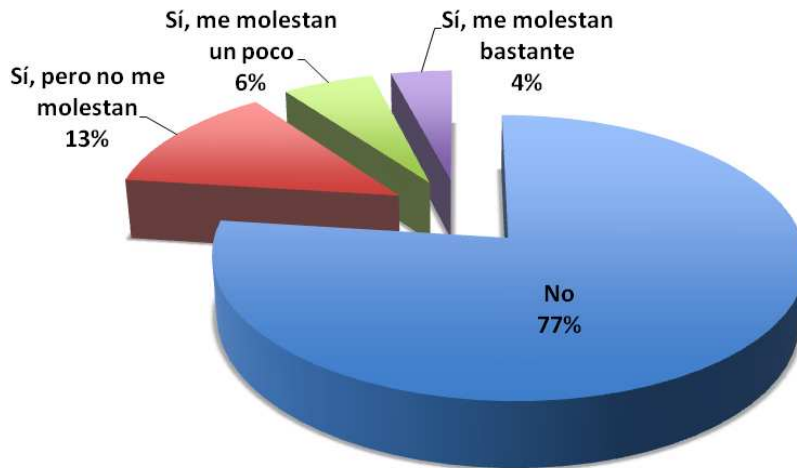
En la actualidad, ¿qué claridad de visión tiene usted con la corrección que usa, incluyendo gafas, lentes de contacto, lupas, cirugía o ninguna de ellas?



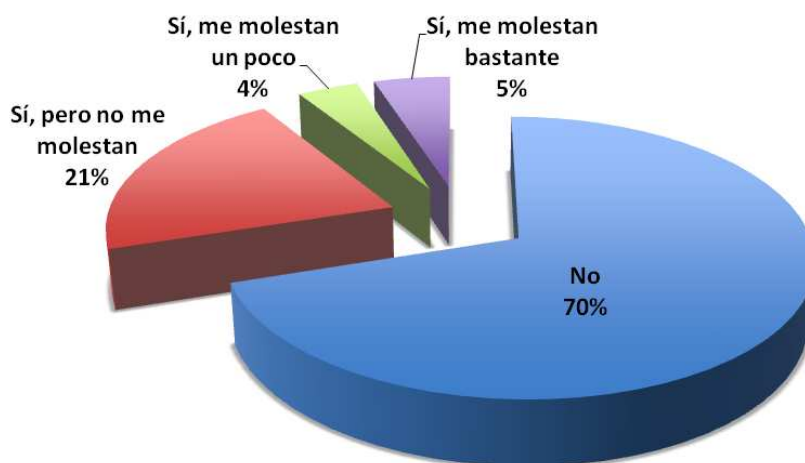
¿Ha notado problemas de distorsión visual en las últimas 4 semanas?



¿Ha notado problemas de visión borrosa en su visión o con la corrección que usa actualmente en las últimas 4 semanas?

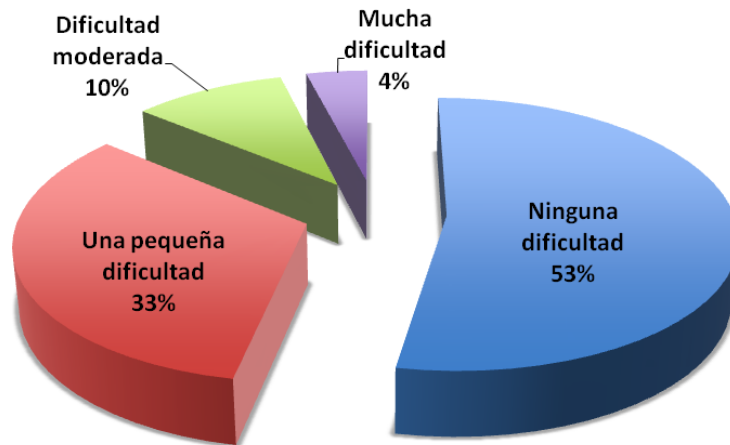


¿Ha sentido alguna problema de dificultad visual en las últimas 4 semanas?

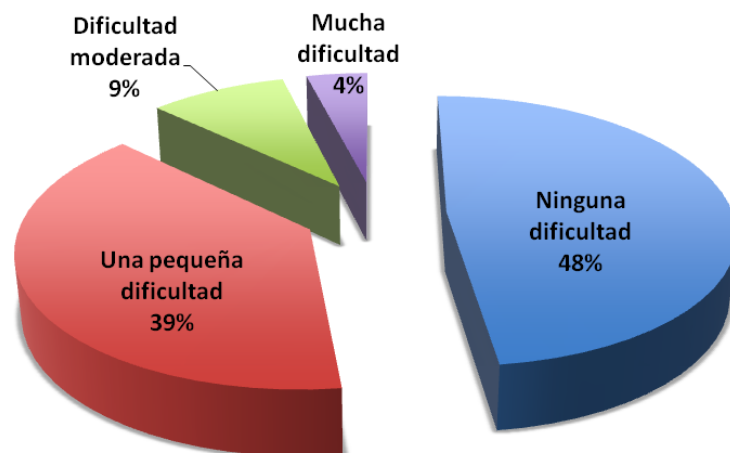


Visión de lejos

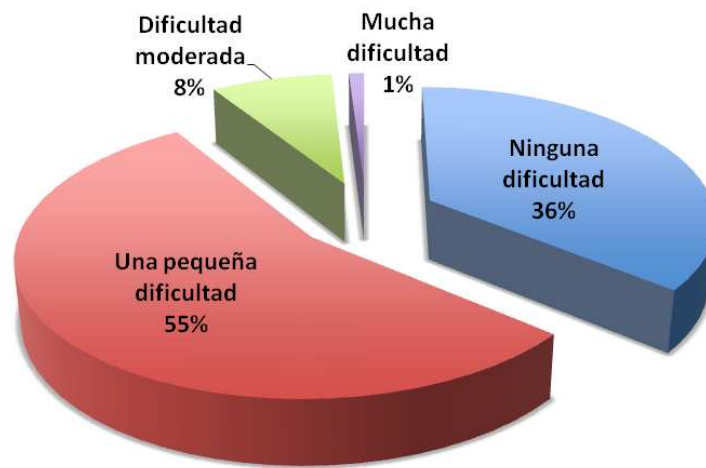
¿Cuánta dificultad siente evaluando distancias, como por ejemplo cuando baja escaleras o aparca el coche ?



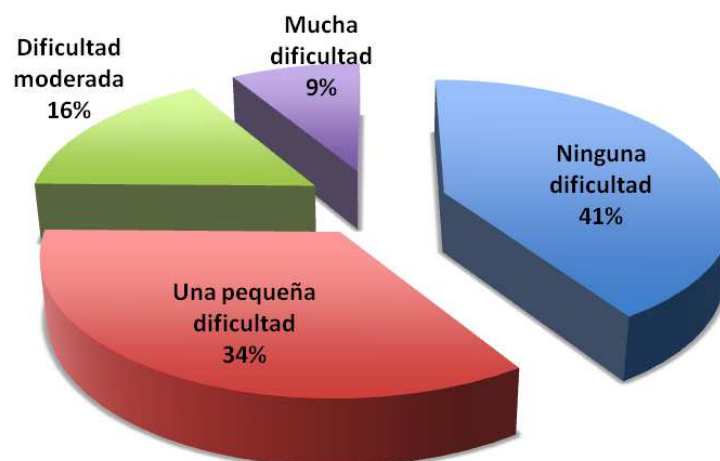
¿Cuánta dificultad siente viendo objetos laterales, como coches que se acercan por los lados, o personas que se incorporan a la calle desde "la acera"?



¿Cuánta dificultad tiene cuando tiene que adaptarse a la oscuridad cuando se desplaza de un lugar luminoso a un lugar oscuro, como por ejemplo cuando entra en un cine?



¿Cuánta dificultad siente conduciendo por la noche?

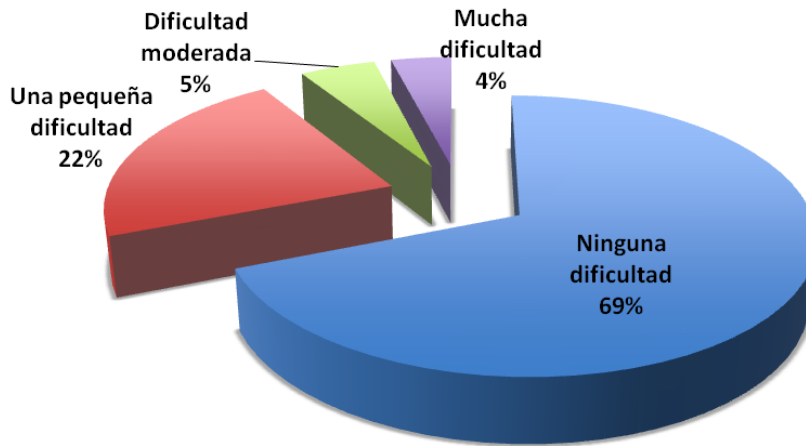


¿Cuánta dificultad siente conduciendo en condiciones difíciles, como mal tiempo, hora punta, en la autopista o en el tráfico de ciudad?

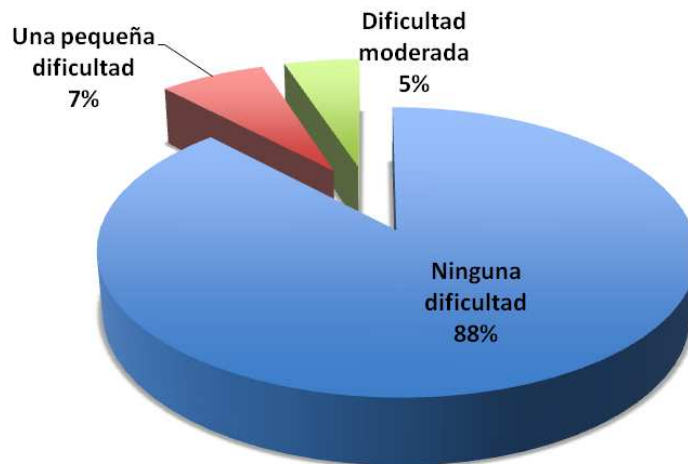


Visión de cerca

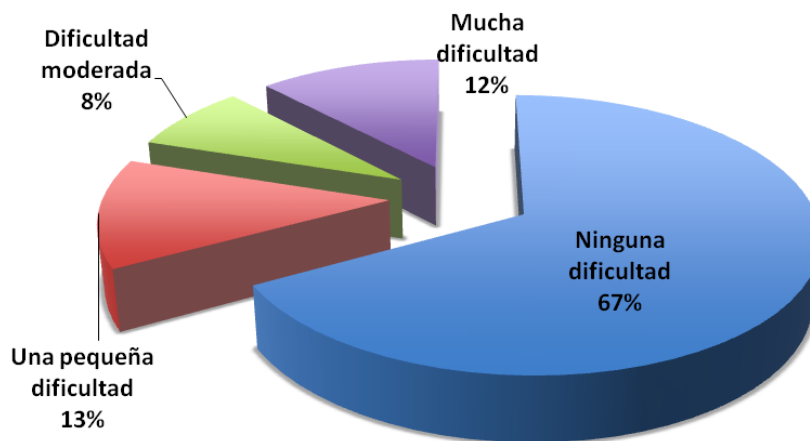
¿Cuánta dificultad siente realizando trabajos o aficiones que requieren que vea bien de cerca, como cocinar, reparar cosas en casa, coser, usar herramientas de mano o trabajar con ordenadores?



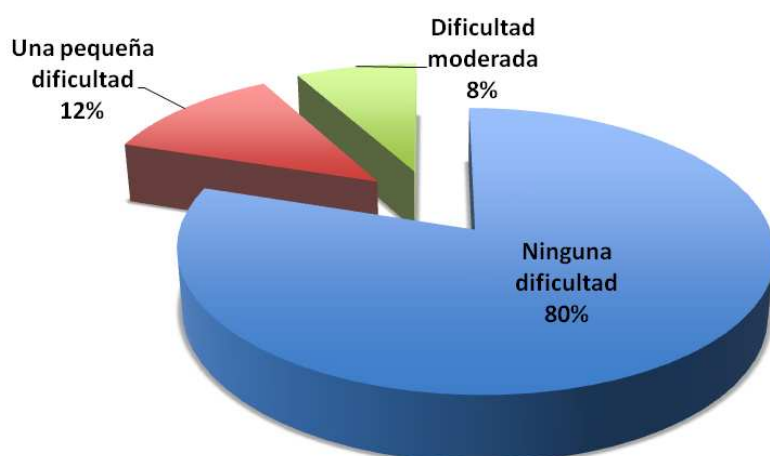
¿Cuánta dificultad siente leyendo texto normal impreso o periódicos?



¿Cuánta dificultad siente leyendo letras pequeñas en la guía telefónica, prospectos de medicamentos o documentos legales (contratos, etc)?

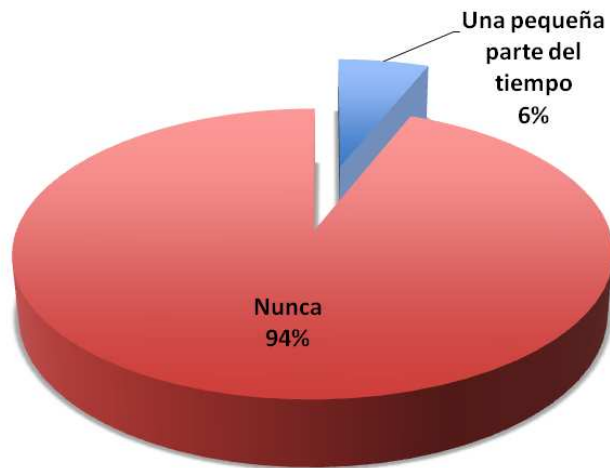


¿Qué dificultades siente en sus actividades diarias debido a su visión?

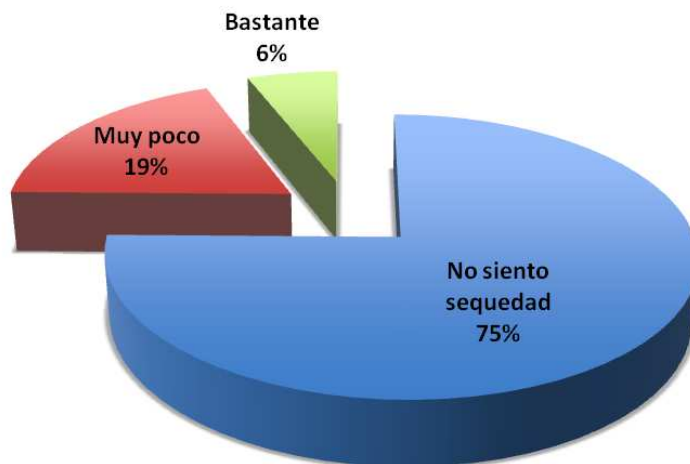


Síntomas

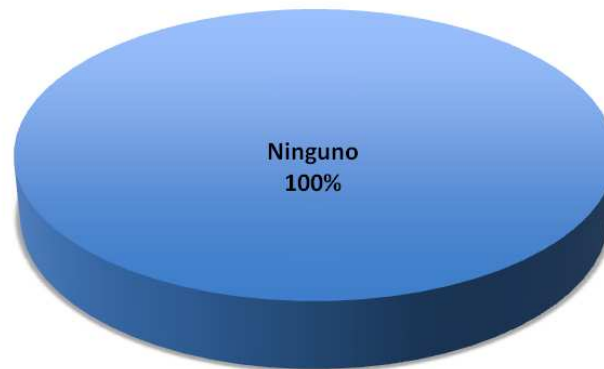
¿Con qué frecuencia siente dolor o incomodidad en el interior o alrededor de sus ojos (por ejemplo: ardor, picor, o dolor)?



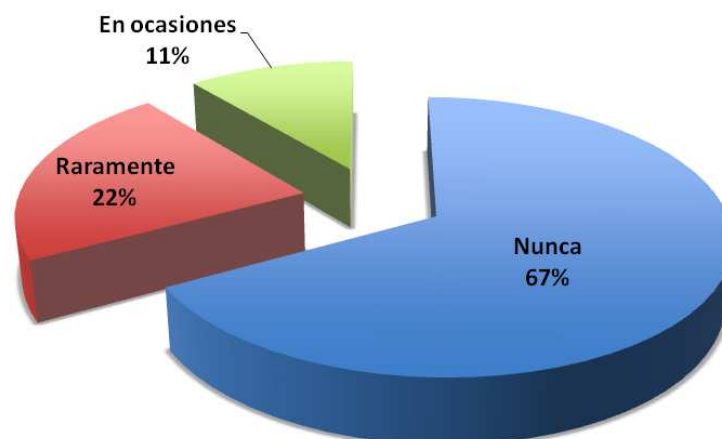
¿Cuánto le molesta la sequedad de sus ojos?



¿Cuánto dolor o incomodidad siente dentro o alrededor de sus ojos (por ejemplo: ardor, picor, o dolor) ?



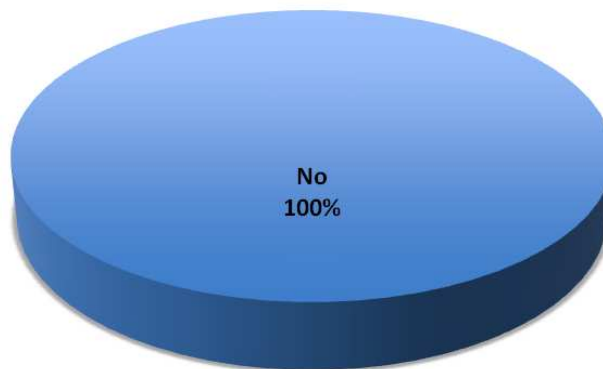
¿Con qué frecuencia tiene dolores de cabeza que usted cree que están relacionados con su visión o su corrección visual?



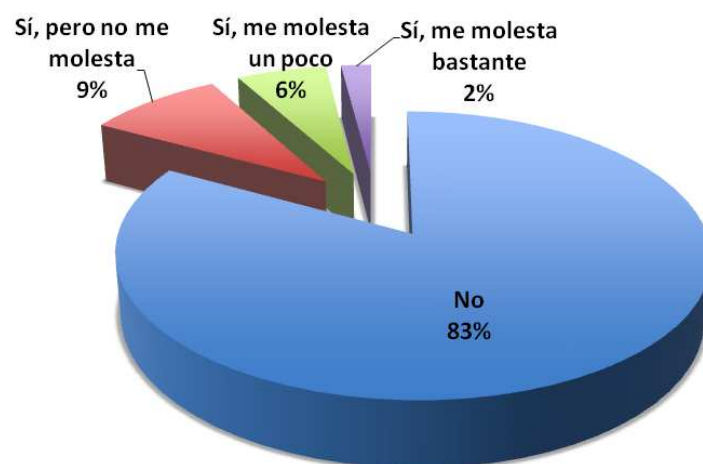
¿Ha sentido problemas de lagrimeo en las últimas 4 semanas?



¿Ha sentido problemas de picor dentro o alrededor de sus ojos en las últimas 4 semanas?

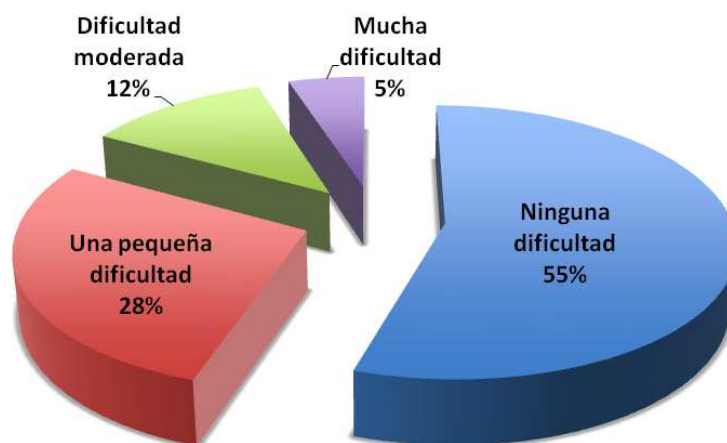


¿Ha sentido problemas de dolor o cansancio en sus ojos en las últimas 4 semanas?

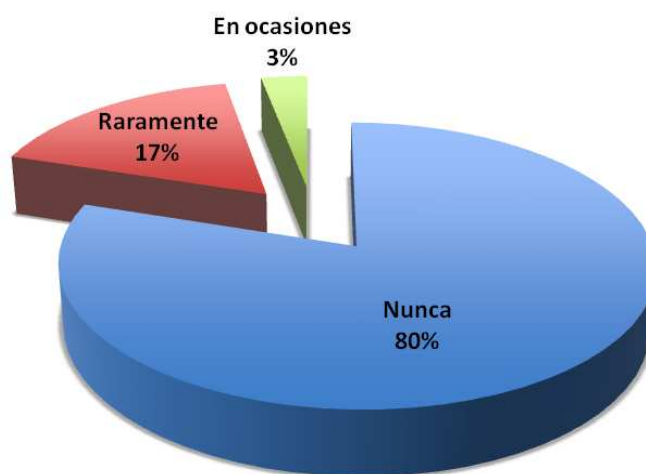


Fluctuaciones diurnas

¿Cuánta dificultad siente debido a cambios en la claridad de su visión durante el día?



¿Con qué frecuencia usted se siente molesto con cambios de su visión durante el día?



Limitaciones en actividades

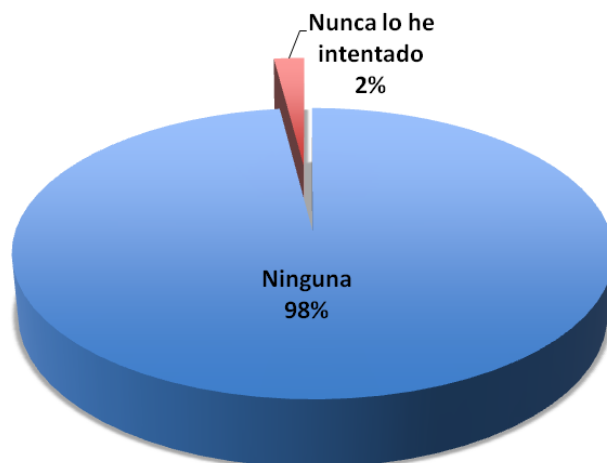
¿Existen actividades diarias que le gustaría realizar pero no hace debido a su visión o a la corrección que utiliza?



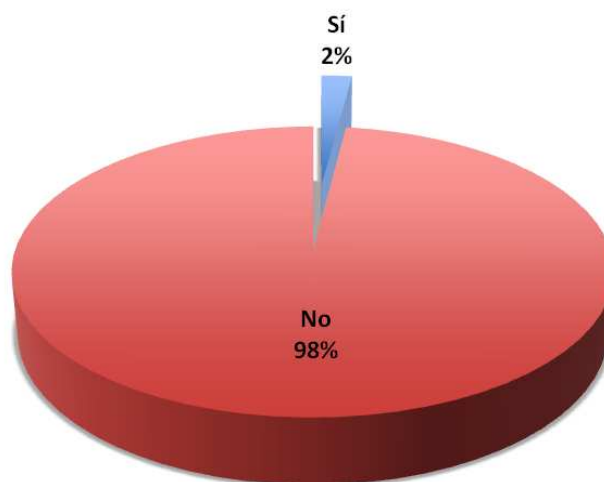
¿Existe alguna actividad deportiva recreativa que no realiza debido a su visión o al tipo de corrección que utiliza?



¿Cuánta dificultad siente debido a su visión cuando participa en actividades deportivas u otras actividades al aire libre que le gustan (ir de excursión, nadar, aeróbic, deportes de equipo, correr)?

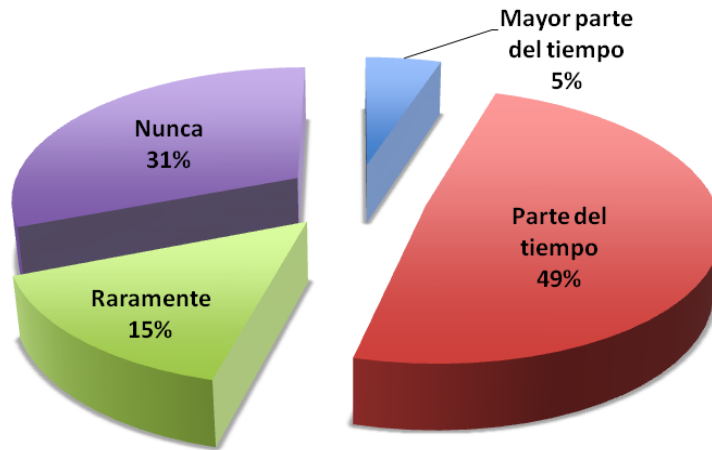


Por culpa de su visión, ¿participa menos de lo que desearía en actividades deportivas y al aire libre (ir de excursión, nadar, aeróbic, deportes de equipo, correr,...)?

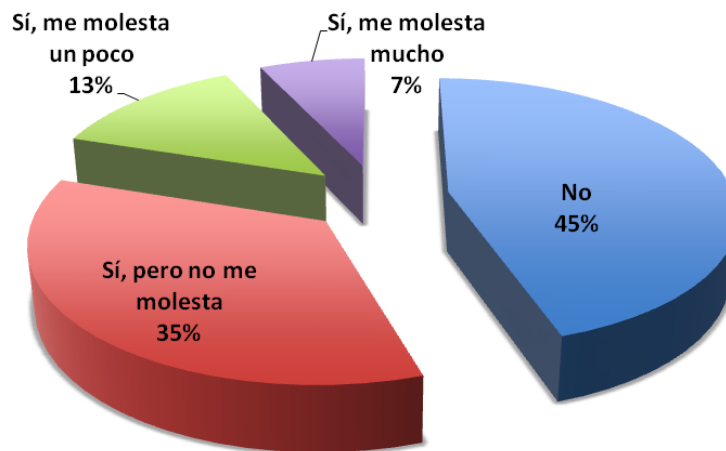


Deslumbramiento

¿Con qué frecuencia siente que ve destellos o halos alrededor de las luces cuando está cerca de luces brillantes durante la noche que le resulten incómodos o le dificulten la visión?

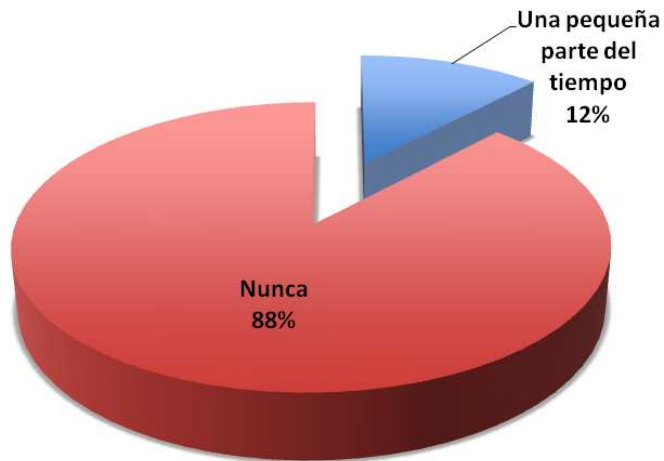


¿Ha sentido problemas de deslumbramiento en las últimas 4 semanas?

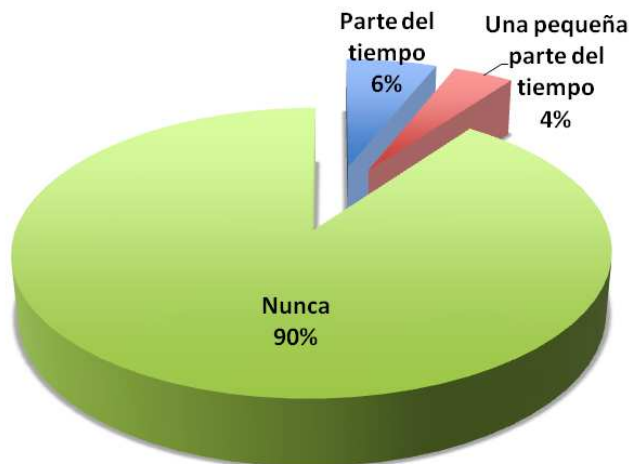


Suficiencia de la corrección

Durante las últimas 4 semanas, ¿con qué frecuencia ha utilizado un tipo de corrección o tratamiento que fuese incómodo porque le hacía ver mejor?

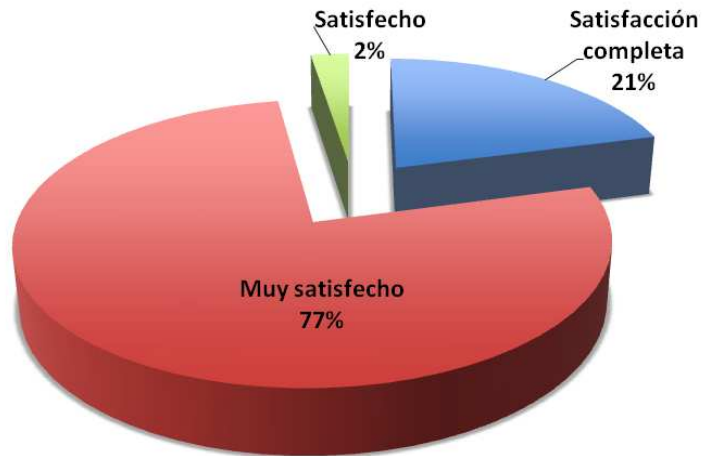


Durante las últimas 4 semanas, ¿con qué frecuencia ha utilizado un tipo de corrección visual que no haya corregido su visión así como otra corrección que le hacía ver mejor?

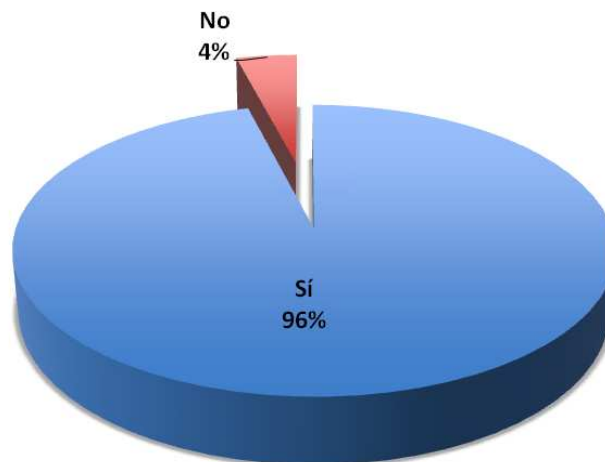


Apariencia

¿Cuánto le satisfacen sus gafas, lentes de contacto, lupa, u otra corrección que use (incluyendo cirugía) en cuanto a la apariencia que le proporcionan?

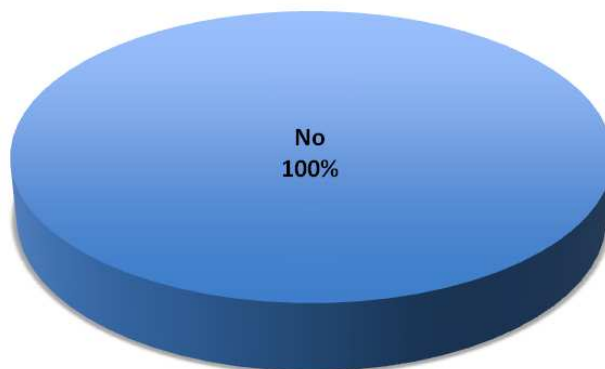


¿La corrección visual que utiliza actualmente es la mejor que ha tenido nunca en cuanto a la apariencia que le proporciona?



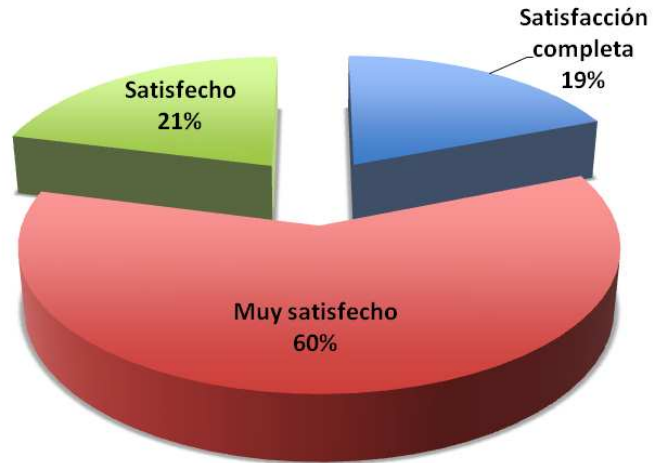
RESULTADOS

¿Existe algún tipo de corrección visual que sea mejor que la que usted utiliza actualmente en términos de su apariencia?



Satisfacción en la corrección

¿Cuánto le satisfacen sus gafas, lentes de contacto, lupa u otra corrección que use (incluyendo cirugía)?



CAPÍTULO 4

DISCUSIÓN

El envejecimiento de la población y el uso de nuevas tecnologías han hecho que la búsqueda de soluciones para la corrección de la presbicia sea a día de hoy una necesidad para muchos pacientes (McDonnell et al., 2003). Las soluciones para la presbicia abarcan desde métodos quirúrgicos a nivel de esclera [técnicas de expansión y esclerotomía ciliar (Schachar et al., 1994; Qazi et al., 2002)], de córnea [monovisión mediante laser in situ keratomileusis (LASIK)], queratectomía fotorrefractiva (Farid et al., 2009) o implante intraestromal de pupila artificial (Yilmaz et al., 2008; Seyeddain et al., 2010; Dexl et al., 2011), queratoplastia conductiva (Du et al., 2007) y presbiLASIK (Glasser et al., 2008)] y de cristalino (implantación de lente intraocular difractiva o refractiva, o lentes intraoculares acomodativas) a métodos no quirúrgicos ya descritos anteriormente.

Entre los métodos no quirúrgicos, la LC ha experimentado en los últimos años un avance importante en cuanto a la variedad de posibilidades. Entre ellas, la LCM es la opción preferida por la mayoría de los usuarios (Richdale et al., 2006; Morgan et al., 2011), probablemente debido a que presenta mejores resultados en términos de estereopsis que con otras soluciones como la monovisión (Kirschen et al., 1999; Gupta et al., 2009; Ferrer-Blasco et al., 2010; Ferrer-Blasco et al., 2011) y se ha mostrado como una solución válida para la corrección de la presbicia en pacientes con astigmatismo inferior a 1.00D (Guillon et al., 2002; Richdale et al., 2006).

DISCUSIÓN

En este apartado de la Tesis Doctoral se pretende analizar los resultados obtenidos con LCM tomando como referencia o línea base los ofrecidos por la LOM, y compararlos con estudios previos para poder concluir si la LCM se puede presentar como una solución integral para la corrección de la presbicia.

4.1. Agudeza visual

La LCM analizada en este estudio proporciona buenos resultados ya sea en visión de lejos o en visión de cerca, teniendo en cuenta que en visión de lejos monocular y binocular, en condiciones fotópicas y mesópicas, muestran valores próximos a 20/20 y 20/25, respectivamente, y que en visión de cerca, en condiciones fotópicas, monocular y binocular estos valores son cercanos a 20/20. Si analizamos la comparación con LOM, aunque en términos de AV se obtuvieron buenos resultados con LCM, éstos fueron más pobres que los obtenidos con LOM. En condiciones fotópicas, la AV binocular en visión de cerca fue peor únicamente en una línea, sin embargo en condiciones mesópicas estas diferencias fueron significativamente peores con LCM. La razón por la que se produce este hecho es que la LCM de visión simultánea es pupilo-dependiente (Erickson et al., 1985; Borish et al., 1988; Erickson et al., 1988; Bradley et al., 1993; Chateau et al., 1996; Richdale et al., 2006) y por tanto el aumento del tamaño pupilar bajo condiciones de baja iluminación y la posición relativa de las zonas destinadas a la visión de lejos y visión de cerca determinan su rendimiento visual efectivo (Borish et al., 1988; Rajagopalan et al., 2006).

Los resultados obtenidos para AV binocular de lejos en condiciones fotópicas en esta Tesis Doctoral están en concordancia con la mayoría de estudios previos realizados con LCM basados en visión simultánea (Ferrer-Blasco et al., 2010; García-Lázaro et al.,

2013; Madrid-Costa et al., 2013). Si discutimos sobre diferencias con estudios que han utilizado la misma LCM, existen referencias bibliográficas muy recientes para realizar la comparación. Madrid-Costa et al. (2013), en un estudio comparativo entre Pure Vision Multifocal y Oasys for Presbyopia, obtuvieron un valor de AV binocular en visión de lejos en condiciones fotópicas de 0.01 ± 0.08 , mientras que García-Lázaro et al. (2013) reportó 0.02 ± 0.04 cuando comparó Pure Vision Multifocal con un sistema de pupila artificial en LC. Ferrer-Blasco et al. (2010), también obtuvieron resultados similares al compararla con la LCM Focus Progressives al igual que Gupta et al. (2009) cuando comparó Pure Vision Multifocal de adición baja con monovisión. Sin embargo, en este último estudio, ligeras diferencias sí fueron reportadas al utilizar Pure Vision Multifocal de adición alta (0.08 ± 0.10). Estas diferencias podrían ser debidas a la características de la muestra, ya que en el estudio de Gupta et al. (2009) se incluyeron pacientes con edades hasta 67 años con un astigmatismo máximo de 1.00 D.

Investigaciones previas que han utilizado LCM de visión simultánea diferente a la analizada en esta Tesis Doctoral, han reportado valores de AV binocular para visión lejana que están en concordancia a los aquí encontrados (Fisher et al., 2000; Guillon et al., 2002; Richdale et al., 2006; Ferrer-Blasco et al., 2011; Fernandes et al., 2013). Richdale y et al. (2006) y Fernandes et al. (2013). En estudios donde compararon el rendimiento visual de pacientes adaptados bajo la técnica de monovisión y con LCM [Soflens

Multifocal, Bausch & Lomb (Richdale et al., 2006) y Biofinity Multifocal, Cooper Vision (Fernandes et al., 2013)] obtuvieron resultados de AV de alto y bajo contraste muy similares para ambos grupos y cercanos a 20/20.

Los valores obtenidos de AV en condiciones mesópicas han sido 0.23 ± 0.07 y 0.18 ± 0.05 logMAR en visión monocular y binocular, respectivamente. Estos resultados están de acuerdo con estudios previos donde se ha analizado Pure Vision Multifocal en condiciones de baja iluminación (García-Lázaro et al., 2013; Madrid-Costa et al., 2013) y con otros diseños de LCM (Fisher et al., 2000; Guillon et al., 2002; Richdale y et al., 2006) demostrando la dependencia del rendimiento visual en función del diámetro pupilar y, por lo tanto, sus limitaciones en condiciones con escasez de luz por el descenso de la iluminación retiniana.

Respecto a la AV binocular en visión cercana, los resultados encontrados en esta Tesis son mejores a los reportados previamente con la misma LCM (Madrid-Costa et al., 2013; García-Lázaro et al., 2013; Gupta et al., 2009). Estas diferencias varían entre 1 línea de AV (Gupta et al., 2009; Madrid-Costa et al., 2013), donde la significancia clínica carece de importancia, hasta 3 líneas de AV (García-Lázaro et al., 2013). Esta variabilidad de los resultados que se han ido reportando en la bibliografía especializada puede explicarse por la falta de homogeneidad de las muestras.

DISCUSIÓN

La tabla 7, presenta un resumen todos los resultados reportados previamente en la bibliografía especializada en referencia a la AV en portadores de LCM.

DISCUSIÓN

Publicación	LCM	AVB Lejos Fotópica	AVB Lejos Mesópica	AVB Cerca Fotópica
Tesis Doctoral	Pure Vision	-0.01±0.03	0.18±0.05	0.02±0.05
Gupta et al (2009)	Pure Vision Baja AD	+0.02±0.06	-	+0.16±0.14
	Pure Vision Alta AD	+0.08±0.10	-	+0.27±0.09
Ferrer-Blasco et al (2010)	Pure Vision	+0.02±0.08	-	+0.06±0.06
	Focus Progressive	-0.01±0.07	-	+0.02±0.08
García-Lázaro et al (2013)	Pure Vision	+0.01±0.04	+0.12±0.04	+0.30±0.08
Madrid-Costa et al (2013)	Pure Vision Baja AD	+0.00±0.08	+0.11±0.09	+0.15±0.08
	Acuvue Oasys	+0.01±0.08	+0.20±0.58	+0.20±0.05
Sheedy et al (1991)	Ciba Spectrum	≈ 0.0	-	-
Back et al (1992)	Concentrica centro-cerca	-0.01	-	≈ +0.05
	CooperVision Echelon	+0.03	-	≈ +0.05
Kirschen et al (1999)	Acuvue	+0.01±0.05	-	+0.05±0.08
Fisher et al (2000)	Focus Progressive	-0.01	-	≈ +0.05
	Acuvue	+0.03	-	≈ +0.05
Richdale et al (2006)	Soflens	+0.12±0.09	-	+0.01±0.12
Freeman et al (2007)	Diffrax	≈ -0.02	-	≈ +0.05
Woods et al (2009)	Air Optix Aqua Baja AD	-0.03±0.07	-	-0.01±0.08
Fernandes et al (2013)	Biofinity	-0.09±0.08	-	+0.04±0.07

Tabla 7. Comparativa de resultados de agudeza visual (AV) reportados en la bibliografía especializada con diferentes diseños de lentes de contacto multifocales (LCM). AVB: Agudeza visual binocular; AD: Adición.

4.2. Sensibilidad al contraste

El parámetro de rendimiento visual que mejor identifica los límites de la visión espacial en seres humanos es la CSF, que representa la inversa del umbral de detección de contraste como una función de la frecuencia espacial. El estudio de la SC se ha mostrado capaz de detectar déficits de rendimiento visual donde tests de agudeza estándar no lo han hecho, por lo que es considerado una medida más sensible del rendimiento visual (Comeford, 1983; Sanislo et al., 1992). Es por ello que en esta Tesis Doctoral se utiliza este parámetro aplicado de forma monocular y binocular para distancia de lejos y cerca y en diferentes condiciones de iluminación con el fin de valorar el rendimiento visual que tenían los pacientes en el mundo real.

La utilización de la LCM basadas en la visión simultánea está asociadas con una reducción de los valores de SC debido a que se produce una proyección sobre la retina de un conjunto de imágenes superpuestas, algunas enfocadas y otras desenfocadas (Cohen, 1993). Sin tener en cuenta el deslumbramiento, el estudio de la SC realizado en esta Tesis Doctoral, ha mostrado valores superiores en el grupo de LOM respecto al grupo de LCM, encontrándose diferencias entre ambos grupos prácticamente para todas las frecuencias espaciales, ya sean en condiciones monoculares o binoculares, distancia analizada o nivel de iluminación.

En condiciones fotópicas, los resultados de SC en visión de lejos muestran valores mayores en el grupo LOM prácticamente para

todas las frecuencias espaciales, tanto en condiciones monoculares como binoculares. Cabe destacar la disminución de la SC en las frecuencias espaciales de 12 y 18 cpg para ambos grupos que ya había sido reportada previamente (Zandvoort et al., 1993; Rajagopalan et al., 2006; Rajagopalan et al., 2007). Análogos a los resultados obtenidos, Collins et al. (1989) observó que el rendimiento de las LOM era similar al de las LCM para bajas frecuencias espaciales pero mejor en altas frecuencias.

Los valores obtenidos en esta Tesis Doctoral están de acuerdo con investigaciones que han analizado la misma LCM (Gupta et al., 2009; García-Lázaro et al., 2013; Madrid-Costa et al., 2013) ya sea utilizando el mismo test de valoración de SC (Madrid-Costa et al., 2013) u otro diferente (Gupta et al., 2009; García-Lázaro et al., 2013;).

La tabla 8 muestra una comparación entre los resultados encontrados en esta Tesis Doctoral y los valores reportados en estudios previos que han valorado el rendimiento visual en visión de lejos bajo condiciones fotópica en términos de SC con las mismas LCM. Anteriores estudios (Sanislo et al., 1992; Situ et al., 2003; Soni et al.; 2003; Rajagopalan et al., 2006; Durrie et al., 2006; Freeman et al., 2007; Rajagopalan et al., 2007) que han utilizado otros tipos de LCM han mostrado una alta variabilidad en los resultados, posiblemente debido a las características de la muestra, al diseño de la LC o al test utilizado. En este aspecto, hay que tener en cuenta que en los últimos años se ha producido una mejora en los diseños comercializados, principalmente en la distribución de potencias.

DISCUSIÓN

	Tesis Doctoral	Madrid-Costa et al (2013)	Gupta et al (2009)	García-Lázaro et al (2013)
Test	FACT (FVA) (Stereo Optical, Inc)	FACT (FVA) (Stereo Optical Co, Inc)	Vistech VCTS 6500 (Vistech Cons, USA)	Vistech VCTS 6500 (Vistech Cons, USA)
1.5 cpg	1.51 ± 0.17	1.63 ± 0.14	1.75 ± 0.17	1.40 ± 0.13
3.0 cpg	1.76 ± 0.18	1.73 ± 0.14	1.93 ± 0.21	1.64 ± 0.15
6.0 cpg	1.69 ± 0.20	1.35 ± 0.10	1.74 ± 0.25	1.40 ± 0.19
12 cpg	1.28 ± 0.20	1.09 ± 0.13	1.12 ± 0.47	0.95 ± 0.32
15 cpg	0.67 ± 0.33	0.70 ± 0.12	0.65 ± 0.36	0.67 ± 0.12

Tabla 8. Valores reportados en estudios previos de sensibilidad al contraste (SC) para diferentes frecuencias espaciales en visión de lejos bajo condiciones fotópicas, utilizando la misma lente de contacto multifocal (LCM) analizada en la presente Tesis Doctoral. cpg: Ciclos por grado.

En visión de cerca, el comportamiento del grupo de LOM fue mejor para todas las frecuencias espaciales que el grupo de LCM, ya sea en condiciones monoculares o binoculares. Estas diferencias hacen indicar que la SC se ve más afectada por la superposición de imágenes enfocadas y desenfocadas en la retina, característica de los diseños actuales esféricos de las LCM, que la imagen proporcionada por los diseños de LOM. Los resultados obtenidos para el grupo de LCM son superiores al resto de estudios que han analizado la misma LCM en términos de SC en visión de cerca con el mismo test de SC para visión de cerca (Gupta et al., 2009; García-Lázaro et al., 2013; Madrid-Costa et al., 2013) (Tabla 9) posiblemente por la utilización de un test de valoración de SC diferente. Sin embargo, los valores de SC sí están en sintonía con los resultados que se han obtenido en esta Tesis Doctoral en las medidas realizadas para estudiar la AV en visión cercana.

DISCUSIÓN

	Tesis Doctoral	Madrid-Costa et al (2013)	Gupta et al (2009)	García-Lázaro et al (2013)
Test	Vistech VCTS 6500 (Vistech Cons, USA)	FACT in Functional Vision Analyzer (Stereos Optical Co, Inc)	Vistech VCTS 6000 (Vistech Cons, USA)	Vistech VCTS 6000 (Vistech Cons, USA)
1.5 cpg	1.54 ± 0.19	1.37 ± 0.12	1.58 ± 0.19	1.48 ± 0.12
3.0 cpg	1.62 ± 0.21	1.59 ± 0.11	1.73 ± 0.13	1.43 ± 0.10
6.0 cpg	1.63 ± 0.24	1.24 ± 0.14	1.53 ± 0.18	1.21 ± 0.13
12 cpg	1.21 ± 0.35	1.05 ± 0.13	1.10 ± 0.31	0.97 ± 0.10
15 cpg	0.60 ± 0.53	0.67 ± 0.11	0.70 ± 0.38-	0.67 ± 0.15

Tabla 9. Valores reportados de sensibilidad al contraste (SC) para diferentes frecuencias espaciales en visión de cerca bajo condiciones fotópicas utilizando la misma lente de contacto multifocal analizada en la presente Tesis Doctoral. cpg: Ciclos por grado.

La caída de la SC en condiciones mesópicas que se puede observar para ambos grupos en las frecuencias espaciales altas, está de acuerdo con estudios previos que se han realizado a nivel binocular con la misma LCM (Madrid-Costa et al., 2013; García-Lázaro et al., 2013)(Tabla 10). Esta disminución de valores de SC, sobretodo en frecuencias espaciales altas, podría ser explicada debido a que el aumento del diámetro pupilar causado por condiciones de luz menores, no compensa la disminución de la iluminación retiniana que se produce. Este efecto no tiene la misma influencia en el grupo de LOM, ya que la direccionalidad del eje visual permite buscar la zona de la LOM que proporciona la mayor calidad visual posible, y por lo tanto la disminución de los niveles de iluminación no es tan crítica como en el caso de la LCM.

DISCUSIÓN

	Tesis Doctoral	Madrid-Costa et al (2013)	García-Lázaro et al (2013)
Test	FACT in Functional Vision Analyzer (Stereo Optical Co, Inc)	FACT in Functional Vision Analyzer (Stereo Optical Co, Inc)	Vistech VCTS 6500 (Vistech Cons, USA)
1.5 cpg	1.47 ± 0.15	1.37 ± 0.12	1.32 ± 0.11
3.0 cpg	1.60 ± 0.19	1.56 ± 0.13	1.63 ± 0.16
6.0 cpg	1.49 ± 0.24	1.35 ± 0.07	1.26 ± 0.15
12 cpg	1.06 ± 0.35	0.97 ± 0.01	0.93 ± 0.17
15 cpg	0.68 ± 0.53	0.67 ± 0.12	0.68 ± 0.14

Tabla 10. Valores reportados de sensibilidad al contraste (SC) en visión de lejos para diferentes frecuencias espaciales bajo condiciones mesópicas utilizando la misma lente de contacto multifocal analizada en la presente Tesis Doctoral.

cpg: Ciclos por grado.

La presente Tesis Doctoral también evaluó la SC bajo condiciones de deslumbramiento para valorar el impacto del diseño multifocal, ya que por definición la multifocalidad basada en visión simultánea aumenta la dispersión de la luz, viéndose agravado este efecto por la dilatación de las pupilas bajo condiciones de escasa iluminación. Los resultados obtenidos en esta Tesis Doctoral, muestran una caída generalizada de los valores de SC para ambos grupos, aunque las diferencias no fueron estadísticamente significativas para todas las frecuencias espaciales. Las altas frecuencias espaciales se vieron más afectadas con LCM comparadas con LOM para altos niveles de deslumbramiento. Este hecho es consistente con la esperada caída de la SC debido al concepto de multifocalidad, aunque el proceso de neuroadaptación podría contribuir a suavizar la caída (Cerviño et al., 2008) y mejorar los

valores de la SC con el tiempo (Montés-Micó et al., 2003). No existen estudios previos que hayan analizado la SC en pacientes adaptados con LCM bajo condiciones de deslumbramiento, por lo que no es posible realizar una comparación.

Analizando minuciosamente los resultados, bajo condiciones de deslumbramiento, la disminución de la SC, principalmente observado en el grupo de LCM, se produce en la frecuencia espacial de 12 cpg pero no para 18 cpg. Esta disminución que cabría ser esperada para ambas frecuencias no ocurrió debido a que el test utilizado no permitió a ningún paciente discernir el nivel mínimo de SC para la frecuencia de 18 cpg. Ésta puede ser una de las limitaciones de este estudio, ya que es sabido que el test utilizado para la medida de la SC (FACT Test) que está incluido en el dispositivo Functional Vision Analyzer presenta los llamados “efecto suelo” en pacientes con cataratas y “efecto celda” en pacientes post-LASIK (Pesudovs et al., 2004). Sin embargo, es importante decir que los escenarios en los tres casos es diferente (pacientes con cataratas, post-LASIK y LCM) pero cabría esperar que el rendimiento visual del paciente adaptado con LCM fuese mejor que el del paciente con cataratas y peor que el paciente post-LASIK.

4.3. Curva de desenfoque

En la presente Tesis Doctoral, el rendimiento visual en distancias intermedias de LOM y LCM fue evaluada mediante una curva de desenfoque. Las curvas de desenfoque tienen una aplicación reciente en las LCM (Gupta et al., 2009; García-Lázaro et al., 2013; Madrid-Costa et al., 2013) aunque un mayor recorrido en estudios sobre la presbicia para evaluar el rango subjetivo de visión clara, principalmente, en la valoración del rendimiento de las lentes intraoculares multifocales (Alfonso et al., 2010).

Al igual que en las lentes intraoculares, es de sumo interés valorar que AV muestra el paciente a cada una de las distancias, ya que además de aportar información del rendimiento visual, permitirá con variaciones de potencia esférica modificar a lo largo del eje de abscisas la AV para cada una de las vergencias en función de las necesidades del paciente. Al realizar esta prueba con el optotipo en visión de lejos, las vergencias que aportan información del “mundo real” del paciente son las que se encuentran entre 0 D, que proporciona la AV en visión de lejos (∞) y -2.50 D, que corresponde a la distancia de 40 cm y que proporciona la AV en visión de cerca. Vergencias más negativas a -2.50 D y superiores a 0 D, servirán al clínico para poder valorar desplazamientos de los picos de la curva que pueden indicar una adaptación incorrecta. Por tanto, y a la luz de los resultados obtenidos tras el diseño de la curva de desenfoque, se puede concluir que la LCM analizada en la presente Tesis Doctoral

proporciona un campo progresivo de visión nítida, que comprende todo el rango de distancias que compone su “mundo real” (visión de lejos, intermedia y cerca).

Algunas consideraciones son necesarias para entender la información proporcionada al utilizar la curva de desenfoque para evaluar el rendimiento visual. Se debe tener en cuenta que al introducir vergencias negativas, en el sistema ocular se produce miosis pupilar (Myers et al., 1990) que conlleva un aumento de la profundidad de enfoque (Trager et al., 2005). Este aumento de la profundidad de enfoque es la razón por la que esta prueba no constituye en sí un sistema equivalente a la medida de la AV en distancias intermedias y cercanas, pero sí se puede emplear como un método comparativo para evaluar el rendimiento visual a diferentes distancias (Ostring LA et al., 2004). Otro factor a considerar es cómo inducir el desenfoque en el paciente, ya que al utilizar el mismo test en repetidas ocasiones puede enmascarar los resultados por una probable memorización. Al respecto, Gupta (2007) reporta la necesidad de realizar la prueba mediante una presentación secuencial y aleatoria para evitar tal efecto, como así se hizo en esta Tesis Doctoral.

Teniendo en cuenta lo anteriormente expuesto en la realización y valoración de la curva de desenfoque, los resultados obtenidos para distancias intermedias y lejanas en esta Tesis Doctoral están de acuerdo con estudios previos que han utilizado la curva de desenfoque para evaluar el rendimiento visual con la misma LCM utilizada en este estudio; sin embargo, el comportamiento en visión de cerca es

sensiblemente mejor (Gupta et al., 2009; García-Lázaro et al., 2013; Madrid-Costa et al., 2013). Estas diferencias están estrechamente ligadas a las diferencias encontradas en términos de AV, porque aunque como se ha comentado con anterioridad las medidas realizadas para diseñar la curva de desenfoque no son estrictamente equivalentes a medidas de AV (Ostring LA et al., 2004), lógicamente, sí existe una relación directa.

Además, una vez diseñada la curva de desenfoque, se calculó el llamado *rango de visión nítida en cerca*, concepto que fue introducido y utilizado por primera vez por Raasch et al. (1998) y que se define como el rango de desenfoque que mantiene una $AV > 0.04$ logMAR tras una variación natural en repetidas medidas de la AV. El rango de visión nítida de cerca fue utilizado por primera vez en el estudio de LCM por Gupta et al. (2009) en una comparación de LCM y monovisión. El resultado obtenido del rango de visión nítida en cerca en esta Tesis Doctoral (1.69 ± 0.39 D) es mejor que los reportados previamente, ya sean con las mismas LCM (Gupta et al., 2009) o con LCM tóricas (Madrid-Costa et al., 2012). Gupta et al. (2009) concluyeron que el rango de visión nítida de cerca es significativamente mayor con la LCM Purevision adaptada bilateralmente (1.59 ± 0.70 D) que con monovisión (1.21 ± 0.77 D), lo que demuestra que las imágenes retinianas creadas simultáneamente por la LCM proporcionan un mejor rendimiento visual binocular que la alternancia de supresión de la borrosidad interocular proporcionada por la monovisión. Más recientemente, Madrid Costa et al. (2012),

DISCUSIÓN

analizó el rendimiento visual de la LC Proclear Multifocal Toric (Cooper-Vision, Fairport, NY) trazando la curva de desenfoque y calculando el rango de visión nítida en cerca, con un resultado de $1.55 \pm 0.33D$. Estas diferencias están claramente relacionadas con los resultados que se obtuvieron en cada uno de los estudios en términos de AV.

4.4. Agudeza visual estereoscópica

La AVE se puede definir como el umbral de discriminación de profundidad expresado angularmente, entendiendo la discriminación de profundidad como el menor intervalo espacial en profundidad entre dos objetos que un observador es capaz de resolver. Desde el punto de vista de la disparidad binocular, la AVE se puede definir también como la mínima disparidad binocular que da lugar a sensación de profundidad. El sistema visual es capaz tanto de obtener una impresión visual única de su entorno, mediante el proceso de fusión binocular a partir de dos imágenes retinianas como de compararlas para computar distancias, espesores, profundidades y dimensiones a partir de la disparidad de fijación. Así, si dos objetos se encuentran a unas distancias d y $d+\Delta d$, la AVE se expresará como:

$$AVE = (\Delta d \times dip)/d^2$$

Donde *dip* es la distancia interpupilar.

Se debe considerar que cuanto más bajo es el valor de AVE, mejor es la capacidad estereoscópica del paciente, ya que la disparidad binocular que puede ser detectada es menor. Se ha demostrado que algunos factores como la edad, el error refractivo, el contraste reducido, la heteroforia o la aniseiconia afectan negativamente a los

resultados de AVE (Adams et al., 1988; Wood, 1983). Elkington et al. (1991) fijaron como valores de AVE normales entre 40'' y 50''.

Con todo lo detallado anteriormente y con el fin de analizar el efecto del carácter unilateral del procedimiento en visión binocular, la AVE en visión de cerca fue valorada en esta Tesis Doctoral. La estereopsis contribuye a la percepción de de profundidad y de la distancia, y participa en el proceso de reconocimiento de objetos sólidos. Una buena estereopsis de cerca es requerida para una correcta coordinación ojo-mano (Edwards et al., 1988).

En la práctica existen diversos dispositivos para medir la AVE que varían en aspecto tales como el tamaño y complejidad del equipamiento, la mayor o menor necesidad de pericia del paciente y la velocidad de aplicación. El denominado método de Howard-Dolman (Reading, 1983) proporciona una medida continua de la AVE con alta precisión, sin embargo la complejidad de utilización hace que no sea un test de uso extendido en clínica. Por el contrario, Titmus y Random dot, que son los utilizados en esta Tesis Doctoral y están considerados dentro de la familia de tests polarizados, son más comúnmente utilizados en clínica debido a su facilidad de uso.

Existe una gran disparidad de resultados en la bibliografía especializada cuando se trata de medir la AVE en pacientes adaptados de LCM. Aún realizando la comparación más directa posible, existe una gran variabilidad de resultados. Los valores promedio obtenidos en esta Tesis Doctoral para el grupo LCM están de acuerdo con algunos estudios previos que han utilizado el mismo diseño de LCM

con el test Randot (Richdale et al., 2006) aunque son peores que en el estudio comparativo de Ferrer-Blasco et al. (2010) con la LCM Focus Progressive. Lógicamente esta variabilidad se mantiene cuando la comparación se realiza con estudios que han utilizado un test diferente. García-Lázaro et al. (2013) presenta resultados similares utilizando el método Howard-Dolman, sin embargo Gupta et al. (2009) obtuvo valores sensiblemente mayores utilizando TNO Random dot.

Al igual que en diseños idénticos, no se observa concordancia en todas las comparaciones con estudios publicados con otros diseños de LCM que evalúan la AVE. El primer estudio que reporta valores de AVE es el realizado por Sheedy et al. (1991) en 40 pacientes adaptados con la LC Ciba Spectrum utilizando el test Randot dot con resultados mejores a los descritos en esta Tesis Doctoral. En el mismo sentido han sido reportados estudios que han valorado con el mismo test de medida de la AVE la LC Acuvue Multifocal (Kirschen et al., 1999), Air Optix Aqua Multifocal (Woods et al., 2009), Focus Progressives (Ferrer-Blasco et al., 2010), Proclear Multifocal (Ferrer-Blasco et al., 2011). Sin embargo, sí existe concordancia el estudio realizado por Back et al. (1992) con la LCM Echelon (diseño concéntrico centro-cerca). La razón por la cual se pueden explicar estas diferencias es por la diversidad de diseños de LCM que existen en el mercado (además de que en algunos casos se pueden realizar adaptaciones asimétricas), las diferencias entre las muestras (edad, error refractivo,...) o test de medida utilizado.

DISCUSIÓN

La tabla 11, que se presenta a continuación, recoge los resultados de AVE reportados tras la adaptación de LCM.

DISCUSIÓN

Publicación	Nº Pacientes	Edad (Años)	LCM	Test	AVE (")
Tesis Doctoral	20	53.2 ± 5.3	Pure Vision	Wirt	117.23 ± 26.97
				Randot	75.50 ± 29.64
Gupta et al. (2009)	20	55.02 ± 5.13	Pure Vision */Low add/ High add	TNO Randot dot	174 ± 95 / 153 ± 102 / 200 ± 85
Ferrer-Blasco et al. (2010)	20	55.12 ± 3.18	Focus Progressive/Pure Vision	Howard-dolman	21 ± 7 / 25 ± 9
				Titmus	54 ± 17 / 74 ± 26
				Randot	51 ± 21/ 82 ± 26
García-Lázaro et al (2013)	22	57.34 ± 5.82	Pure Vision	Howard-Dolman	117.58 ± 49.35
Sheedy et al. (1991)	40	No disponible	Ciba Spectrum	Randot	≈ 60
Back et al. (1992)	15	57.25 ± 5.86	Echelon (CooperVision)	Randot	92 ± 51 / 95±63
Kirschen et al. (1999)	19	52.5	Acuvue	Randot	51 ± 25
Fisher et al. (2000)	42	52.31 ± 1.26	Focus Progressive / Acuvue	Randot	≈ 75 / ≈ 95
Richdale et al. (2006)	38	50.16 ± 4.76	Bausch & Lomb Soflens	Randot	126 ± 37
Woods et al. (2009)	25	45.42 ± 2.81	Air Optix Aqua	Randot	54 ± 35
Ferrer-Blasco et al. (2011)	25	55.16 ± 3.13	Proclear	Howard-Dolman	22.40 ± 8.23
				Titmus	56.40 ± 18.02
				Randot	54.80±20.23

Tabla 11. Resultados de agudeza visual estereoscópica (AVE) en segundo de arco (") obtenidos en diferentes estudios tras adaptación de LCM. Los resultados están expresados mediante valores promedio y desviación estándar. * Valores medios para adición alta y baja.

4.5. Cuestionario de satisfacción

Es muy interesante que tras el porte durante un tiempo de una corrección y realizar las pruebas objetivas oportunas, los sujetos de la muestra sean sometidos a un test subjetivo de satisfacción. En el caso de esta Tesis Doctoral, se optó a que tras el porte de las LCM, todos los pacientes fueran sometidos al cuestionario normalizado, NEI-RQL-42 (APÉNDICE III), que consta de 42 preguntas que evalúan aspectos diversos como expectativas, satisfacción de la corrección, claridad de la visión,...

El cuestionario normalizado NEI-RQL-42 ya ha sido utilizado previamente en el estudio de LCM (Richdale et al., 2006), más concretamente en pacientes adaptados con la LC SofLens Multifocal. Los resultados obtenidos en esta Tesis Doctoral para preguntas cuya finalidad era valorar la visión y detección de objetos laterales, fluctuaciones de visión diurna o preocupación por su corrección, no muestran diferencias importantes si los comparamos con el estudio de Richdale et al., (2006), aunque sí que fueron notablemente mejores en cuanto a las preguntas relacionadas con la incomodidad del porte, la sequedad ocular, el ardor, el lagrimeo, el picor y el dolor. Hay que tener en cuenta que las LCM utilizadas en ambos estudios están fabricadas por la misma compañía utilizando el mismo diseño para ambas LCM, sin embargo el material no lo es. Mientras el material de la LC SofLens Multifocal es un hidrogel de bajo contenido en agua (Polymacon), el material de la LC Pure Vision Multifocal es un hidrogel de silicona (Balafilcon A).

Los resultados en las preguntas que hacían referencia a posibles limitaciones en actividades que se desarrollan a diario, recreativas o deportivas, el grado de satisfacción supera en todas ellas el 90%. Estos resultados concuerdan con un estudio multicéntrico realizado en 2003 (Hays et al., 2003) sobre una muestra de 1.161 sujetos con diferentes estados refractivos y que utilizaban su corrección habitual (lente oftálmica, LC o cirugía refractiva) para valorar las propiedades psicométricas de un cuestionario normalizado similar (13 NEI-RQL) al de la presente Tesis Doctoral. Este alto grado de satisfacción para realizar actividades que se realizan, normalmente, bajo condiciones de alta iluminación, no fue observado cuando se les cuestionaba acerca de actividades que se realizan en condiciones de iluminación bajas o bajo condiciones de posible deslumbramiento. Haciendo hincapié en esto último, únicamente el 31% de los sujetos de esta Tesis Doctoral no han visto destellos o halos durante el mes que han utilizado la LCM y el 45% no ha sentido problemas de deslumbramiento. Estos resultados están de acuerdo con la caída de la CSF para altas frecuencias espaciales que se ha observado en esta Tesis Doctoral cuando se analizaba bajo condiciones de deslumbramiento y que confirma la correlación existente entre los métodos objetivos de análisis del rendimiento visual y la respuesta subjetiva que dan los pacientes al ser sometidos a cuestionarios de satisfacción. Todo ello no hace más que confirmar que el deslumbramiento es uno de los principales inconvenientes del porte de

la LCM, aspecto que ya había sido señalado en diferentes publicaciones previas (Back et al., 1992; Zandvoort et al., 1993).

Respecto a preguntas que hacían referencia a la claridad de visión, Papas et al. (2009) observaron una disminución significativa de la satisfacción visual en términos de fluctuación visual que no se correspondían con los resultados obtenidos en las pruebas de AV. Estos resultados no están de acuerdo con los obtenidos en esta Tesis Doctoral donde un 80% de los portadores de LCM no referían molestia alguna por fluctuaciones de la visión. Un estudio subjetivo más detallado con una muestra mayor debería ser realizado para valorar este aspecto. En cuanto a la visión en distancias lejanas, gran parte de los portadores no mostraban dificultades destacables cuando las condiciones eran favorables, pero este porcentaje disminuía cuando las condiciones se tornaban más complicadas (conducción en mal tiempo, nocturna,...). Estos resultados se ajustan a lo esperado tras analizar las pruebas objetivas y están de acuerdo con previos estudios (Fernandes et al., 2013). En este sentido, en 3 estudios previos realizados por el mismo grupo de investigación que evaluaban el efecto de varias soluciones para la presbicia en la conducción nocturna (Chu et al., 2009a; Chu et al., 2009b; Chu et al., 2010), la LCM se mostró como un sistema que ofrecía menores prestaciones en el reconocimiento a largas distancias que la LOM.

En cuanto a distancias cercanas, la satisfacción está de acuerdo con los resultados obtenidos en términos de AV y SC. Para todas las preguntas al respecto, más de dos tercios de la muestra no reportaba

dificultad alguna. Una carencia del test normalizado NEI-RQL-42 es incluir en la misma cuestión aspectos referentes a la visión en distancias intermedias y cercanas. Al respecto, en nuestra opinión y teniendo en cuenta que en la actualidad gran parte de aficiones y trabajos se realizan en visión intermedia (utilización de ordenadores,...), sería interesante realizar una modificación del cuestionario para analizar y valorar el grado de satisfacción de los pacientes en distancias intermedias y cercanas de forma independiente.

Para finalizar, cabe destacar la satisfacción general que se obtuvo con la utilización de la LCM, siendo especialmente significativo los porcentajes obtenidos en las preguntas referentes a la suficiencia de la corrección (que en todos los casos superaba el 85%) y en la apariencia proporcionada, que no hace más que corroborar las buenas prestaciones de la LCM en el mundo real y que ya habían sido vislumbradas por la pruebas objetivas.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES FINALES

5.1. Conclusiones

Tras el estudio realizado del rendimiento visual en pacientes adaptados con LCM de visión simultánea podemos concluir que:

- 1.- La utilización de métodos objetivos combinados con métodos subjetivos de análisis permiten una valoración precisa del rendimiento visual en pacientes necesitados de corrección para la presbicia.
- 2.- La curva de desenfoque se muestra como un método objetivo que permite valorar y evaluar la adaptación de LCM, pudiendo, si fuese necesario, potenciar alguna de las distancias en función de las necesidades del paciente.
- 3.- La LC Pure Vision Multifocal, proporciona un campo progresivo de visión nítida que cubre las necesidades de claridad visual en las tareas que se desarrollan a diferentes distancias por los portadores de LCM en su mundo real.
- 4.- El diámetro pupilar adquiere una gran relevancia en los diseños de LCM de visión simultánea a la hora de obtener unos buenos resultados, principalmente en pacientes portadores de LCM en condiciones de iluminación bajas o en situaciones de visión difíciles.

5.- La satisfacción de los portadores de LCM, en particular Pure Vision Multifocal, es buena, validando así la comodidad y las expectativas por parte de los usuarios.

6.- En definitiva, el rendimiento visual proporcionado por la LCM, y en particular por Pure Vision Multifocal, en términos de AV en visión de lejos, intermedia y de cerca, SC y estereopsis, bajo diferentes condiciones de iluminación y deslumbramiento hace indicar que es una buena opción para la compensación de la presbicia.

5.2. Líneas futuras de investigación

El estudio realizado en esta Tesis Doctoral sobre el rendimiento visual proporcionado por la LCM tomando como referencia el rendimiento proporcionado por la LOM, permite afirmar que la LCM es una buena solución para présbitas que quieren mantener una visión funcional en su día a día en condiciones reales (bajo condiciones de iluminación variable) con la ventaja añadida de no llevar la corrección en LOM. Es por ello, que los estudios realizados en esta Tesis Doctoral no deben ser más que la base para investigaciones más profundas que lleven a entender la visión proporcionada por LCM basada en la visión simultánea y mejorar, en la medida de lo posible, el rendimiento visual de los portadores. Las líneas de investigación a desarrollar deberían dirigirse a:

1. Ampliar el estudio a un tiempo más prolongado que el utilizado en esta Tesis Doctoral para poder valorar los beneficios de la neuroadaptación que cabe esperar en paciente adaptados con LCM en las pruebas binoculares (Pepin, 2008). Para buscar posibles cambios en dichos parámetros a causa de la neuroadaptación de los sujetos a la multifocalidad sería conveniente analizar estos parámetros en un estudio cuando la portabilidad de la LCM fuera de al menos seis meses.

2. Realizar estudios de los diferentes diseños de LCM “in vitro” que permitan saber cuál es el perfil de potencia en función de la distancia al centro. Este estudio permitiría saber que potencia efectiva tendría el paciente en función del diámetro pupilar y como varía ésta bajo diferentes condiciones de iluminación.
3. Estudiar como varía el perfil de potencia de la LCM en función de la potencia nominal de la LCM.
4. Analizar como varía “in vivo” el perfil de potencias en función de la cantidad/calidad de la lágrima de la LCM, y cómo influye en el rendimiento visual del paciente.
5. Valorar la introducción de la curva de desenfoque en los protocolos para la correcta adaptación, posterior análisis del rendimiento visual y toma de decisiones en pacientes adaptados con LCM.
6. Diseñar un cuestionario normalizado que permita una valoración más profunda del grado de satisfacción del paciente adaptado con LCM. Este diseño permitirá al clínico tener una idea más real de cuáles son las necesidades y experiencias de los portadores de LCM.

REFERENCIAS

REFERENCIAS

- Abraham AG, West Gower E. The new epidemiology of cataract. *Ophthalmol Clin North Am* 2006; 19:415-25.
- Adams AJ, Wong LS, Wong L, Gould B. Visual acuity changes with age: some new perspectives. *Am J Optom Physiol Opt* 1988; 65: 403-36.
- Alfonso JF, Fernández-Vega L, Puchades C, Montés-Micó R. Intermediate visual function with different multifocal intraocular lens models. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36: 733–39.
- Back A, Grant T, Hine N. Comparative visual performance of three presbyopic contact lens corrections. *Optom Vis Sci* 1992; 69, 474-80.
- Bennet ES, Hansen D. Presbyopia: Gas permeable bifocal fitting and problem-solving. *Manual of Gas-Permeable Contact Lenses*. St. Louis, MO; Elsevier- Science. 2004.
- Bennet ES, Jurkus JM. Presbyopic correction. *Clinical Contact Lens Practice*. Philadelphia, PA; Lippincott Williams and Wilkins. 2005.
- Bennett ES. Bifocal and multifocal contact lenses. In: Phillips AJ, Speedwell L, eds. *Contact Lens Practice*, 5th ed. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2006. 311–331.
- Bennet ES. Contact Lens correction of presbyopia. *Clin Exp Optom* 2008; 3: 265–278
- Borish IM. Pupil dependency of bifocal contact lenses. *Am J Optom Physiol Opt* 1988; 65: 417–423.
- Borish's Clinical Refraction. Philadelphia: Butterworth-Heinemann; 2006.
- Bradley A, Abdul RH, Soni PS, Zhang X. Effects of target distance

- and pupil size on letter contrast sensitivity with simultaneous vision bifocal contact lenses. *Optom Vis Sci* 1993; 70: 476–481.
- Celia F. Multifocal contacts make headway. *Rev Optom* 2006; 143: 38-43.
 - Cerviño A, Hosking SL, Montés-Micó R, Alió JL. Retinal straylight in patients with monofocal and multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 441–446.
 - Chateau N, De Brabander J, Bouchard F, Molenaar H. Infrared pupillometry in presbyopes fitted with soft contact lenses. *Optom Vis Sci* 1996; 73: 733–741.
 - Chu BS, Wood JM, Collins MJ. Influence of presbyopic corrections on driving-related eye and head movements. *Optom Vis Sci* 2009a; 86: 1267-75.
 - Chu BS, Wood JM, Collins MJ. Effect of presbyopic vision corrections on perceptions of driving difficulty. *Eye Contact Lens* 2009b; 35:133-43.
 - Chu BS, Wood JM, Collins MJ. The effect of presbyopic vision corrections on nighttime driving performance. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2010; 51: 4861-6.
 - Cohen AL. Diffractive bifocal lens designs. *Optom Vis Sci* 1993; 70: 461–468.
 - Collins MJ, Brown B, Bowman KJ. Contrast sensitivity with contact lens corrections for presbyopia. *Ophthalmic Physiol Opt* 1989; 9: 133–138.

REFERENCIAS

- Comerford JP. Vision evaluation using contrast sensitivity functions. *Am J Optom Physiol Opt* 1983; 60: 394–8.
- Dextl AK, Seyeddain O, Riha W, Hohensinn M, Hitzl W, Grabner G. Reading performance after implantation of a small-aperture corneal inlay for the surgical correction of presbyopia: two-year follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37:525–531.
- du Toit T, Situ P, Simpson T et al. The effect of six months of contact lens wear on the tear film, ocular surfaces, and symptoms of presbyopes. *Optom Vis Sci* 2001; 78: 455-462.
- du Toit, Fan VC, Asbell PA. Conductive keratoplasty. *Curr Opin Ophthalmol* 2007; 18: 334–337.
- Duane A. Studies in monocular and binocular accommodation with their clinical applications. *Am J Ophthalmol* 1922; 5: 867-77.
- Durán de la Colina JA, Aguado del Yerro I. Complicaciones de las Lentes de Contacto. 1998; 12: 58-59.
- Durrie DS. The effect of different monovision contact lens powers on the visual function of emmetropic presbyopic patients (an American Ophthalmological Society thesis). *Trans Am Ophthalmol Soc* 2006; 104: 366–401.
- Eames TH. Accommodation in school children. *Am J Ophthalmol* 1961; 51:1253-7.
- Edwards K, Llewellyn R. Optometry. London, United Kingdom: Butterworth, 1988.
- Edwards K. Contact lens problem-solving: bifocal contact lenses. *Optician* 1999; 218: 26–32.

REFERENCIAS

- Efron N, Morgan PB, Woods CA. Trends in Australian contact lens prescribing during the first decade of the 21st Century (2000–2009). *Clin Exp Optom* 2010; 93: 243-252.
- Elkington AR, Frank HJ. *Clinical Optics*. Oxford: Blackwell Scientific Publications; 1991.
- Erickson P, Mc Gill EC. Role of visual acuity, stereoacuity and ocular dominance in monovision patient success. *Optom Vis Sci* 1992 ;69; 761-64.
- Erickson P, Schor C. Visual function with presbyopic contact lens correction. *Optom Vis Sci* 1990; 67: 22-28.
- Erickson P, Robboy M, Apollonio A, Jones WF. Optical design considerations for contact lens bifocals. *J Am Optom Assoc* 1988; 59: 198–202.
- Erickson P, Robboy M. Performance characteristics of a hydrophilic concentric bifocal contact lens. *Am J Optom Physiol Opt* 1985; 62: 702–708.
- Farid M, Steinert RF. Patient selection for monovision laser refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2009; 20: 251–254.
- Fernandes PR, Neves HI, Lopes-Ferreira DP, Jorge JM, González-Meijome JM. Adaptation to multifocal and monovision contact lens correction. *Optom Vis Sci* 2013; 90: 228-35.
- Ferrer-Blasco T, González-Meijome JM, Montes-Mico R. Age-related changes in the human visual system and prevalence of refractive conditions in patients attending an eye clinic. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 424–32.

REFERENCIAS

- Ferrer-Blasco T, Madrid-Costa D. Stereoacuity with simultaneous vision multifocal contact lenses. *Optom Vis Sci* 2010; 87, 663–668.
- Ferrer-Blasco T, Madrid-Costa D. Stereoacuity with balanced presbyopic contact lenses. *Clin Exp Optom* 2011; 94: 76-81.
- Fisher RE. The significance of the shape of the lens and capsular energy changes in accommodation. *J Physiol* 1969a; 201: 21-47.
- Fisher RE. Elastic constants of the human lens capsule. *J Physiol* 1969b; 201: 1-9
- Fisher K, Bauman E, Schwallie J. Evaluation of two new soft contact lenses for correction of presbyopia: the Focus Progressives multifocal and the Acuvue Bifocal. *Int Contact Lens Clin* 2000; 26, 92–103.
- Fonda G. Presbyopia corrected with single vision spectacles or corneal lenses in preference to bifocal corneal lenses. *Trans Ophthalmol Soc Aust* 1966; 25: 46–50.
- Freeman MH, Charman WN. An exploration of modified monovision with diffractive bifocal contact lenses. *Cont Lens Anterior Eye* 2007; 30: 189–196.
- Fukasaku S. Eye world dialogue. March 1999; 36-38.
- García-Lázaro S, Albarrán-Diego C, Ferrer-Blasco T, Radhakrishnan H, Montés-Micó R. Visual performance comparison between contact lens based pinhole and simultaneous vision contact lens. *Clin Exp Optom* 2013; 96: 46-52.
- Gauthier CA, Holden BA, Grant T, Chong MS. Interest of presbyopes in contact lens correction and their success with monovision. *Optom Vis Sci* 1992; 69: 858–62.

REFERENCIAS

- Ghormley NR. 1989. Contact lenses & presbyopia, Parts I, II and III. *Int Cont Lens Gin* 16: 102-103, 16: 133-135, 16: 160-161.
- Glasser A. Restoration of accommodation: surgical options for correction of presbyopia. *Clin Exp Optom* 2008; 91: 279–295.
- Guillon M, Maissa C, Cooper P, Girard-Claudon K, Poling TR et al. Visual performance of a multi-zone bifocal and a progressive multifocal contact lens. *CLAO J* 2002; 28: 88-93.
- Gupta N, Naroo SA, Wolffsohn JS. Is randomization necessary for measuring defocus curves in pre-presbitas? *Contact Lens Anterior Eye* 2007; 30: 119-124.
- Gupta N, Naroo SA, Wolffsohn JS. Visual comparison of multifocal contact lens to monovision. *Optom Vis Sci* 2009; 86: 98-105.
- Hanlon SD, Nakabayashi L, Shigezawa G. A critical review of presbyopic ad determination. *J Am Optom Am* 1987; 58: 468-72.
- Hansen DW. Advanced multifocal fitting and management. *Contact Lens Spectrum* 1999; 14: 25-33.
- Harris MG, Kuntz S, Morris C, Zardo DF. Use of presbyopic contact lens corrections in optometric practices. *Contact Lens Spectrum* 2005; 20: 42–46.
- Hays RD, Mangione CM, Ellwein L, Ellwein L, Lindblad AS, Spritzer KL, McDonnell PJ. Psychometric properties of the National Eye Institute Refractive Error Quality of Life instrument. *Ophthalmology* 2003; 110: 2292-301.

REFERENCIAS

- Hofstetter HW. A longitudinal study of amplitude changes in presbyopia. *Am J Optom Arch Am Acad Optom* 1965; 42: 3-8.
- Holden BA, Fricke TR, Ho SM, Wong R, Schlenther G, Cronje S, Burnett A, Papas E, Naidoo KS, Frick KD. Global vision impairment due to uncorrected presbyopia. *Arch Ophthalmol* 2008; 126: 1731-9.
- Jain S, Arora I, Azar DT. Success of monovision in presbyopes: review of the literature and potential applications to refractive surgery. *Surv Ophthalmol* 1996; 40: 491-499.
- Josephson JE, Caffery BE. Monovision versus aspheric bifocal contact lenses: a crossover study. *J Am Optom Assoc* 1987; 58: 652-54.
- Josephson JE, Caffery BE. Hydrogel bifocal lenses. In: Bennett ES, Weissman BA, eds. *Clinical Contact Lens Practice*. Philadelphia, PA: JB Lippincott, 1990. 1–20.
- Kirschen DG, Hung CC, Nakano TR. Comparison of suppression, stereoacuity, and interocular differences in visual acuity in monovision and acuvue bifocal contact lenses. *Optom Vis Sci* 1999; 76: 832–7.
- Kleinstein RN. Epidemiology of presbyopia. In: Stark L, Obrecht G, eds. *Presbyopia: Recent Research and Reviews From the Third International Symposium*. New York, NY: Professional Press; 1987:12–8.
- Lieblein JS. Finding success with multifocal contact lenses. *Contact Lens Spectrum* 2000; 14:50-51.

REFERENCIAS

- Loshin DS, Loshin MS, Comer G. Binocular summation with monovision contact lens correction for presbyopia. *Ont Contact Lens Clin* 1982; 9: 161-65.
- Madrid-Costa D, Ruiz-Alcocer J, Radhakrishnan H, Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R. Changes in accommodative responses with multifocal contact lenses. A pilot study. *Optom Vis Sci* 2011; 11:1309-16.
- Madrid-Costa D, Tomás E, Ferrer-Blasco T, García-Lázaro, Montés-Micó R. Visual performance of multifocal toric contact lens. *Optom Vis Sci* 2012; 89: 1627-35.
- Madrid-Costa D, García-Lázaro S, Albarrán-Diego C, Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R. Visual performance of two simultaneous vision multifocal contact lenses. *Ophthalmic Physiol Opt* 2013; 33: 51-6.
- McDonnell PJ, Lee P, Spritzer K, Lindblad AS, Hays RD. Associations of presbyopia with vision-targeted health-related quality of life. *Arch Ophthalmol* 2003; 121: 1577–1581.
- McGill E, Arnes K, Erickson P. Quality of vision with hydrogel simultaneous vision bifocal contact lenses. *Int Cont Lens Clin* 1987; 14: 476-81.
- Meyler J, Veys J. A new pupil-intelligent design for presbyopic correction. *Optician* 1999; 217: 18–23.
- Millodot M. Dictionary of Optometry. 5th ed. Butterworth-Heinemann. Oxford. 2000.
- Montés-Micó R, Alió JL. Distance and near contrast sensitivity

- function after multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29: 703–711.
- Montés- Micó R. Optometría. Principios básicos. España. Elsevier; 2011.
 - Morgan PB, Woods CA, Knajjan R et al. International contact lens prescribing in 2007. *Contact Lens Spectrum* 2008; 23: 36-41.
 - Morgan PB, Efron N. Contact lens correction of presbyopia. *Contact Lens Anterior Eye* .2009; 32: 91–192.
 - Morgan PB, Efron N, Woods CA et al. An international survey of contact lens prescribing for presbyopia. *Clin Exp Optom* 2011; 94: 87-92.
 - Myers GA, Stark L. Topology of the near response triad. *Ophthalmic Physiol Opt* 1990; 10: 175-81.
 - Ogle KN, Manens TG, Dyer IA. Oculomotor Imbalance in Binocular Vision and Fixation Disparity. Philadelphia: Lea & Febiger.1967.
 - Ostrin LA, Glasser A. Accommodation measurements in a prepresbyopic and presbyopic population. *J Cataract Refract Surg*. 2004; 30: 1435-44.
 - Papas E, Decenzo- Verbeten T, Fonn D et al. Utility of short-term evaluation of presbyopic contact lens performance. *Eye Contact Lens* 2009; 35: 144-48.
 - Pepin SM. Neuroadaptation of presbyopia-correcting intraocular lenses. *Curr Opin Ophthalmol* 2008; 19, 10-2.
 - Pesudovs K, Hazel CA, Doran RM, Elliott DB. The usefulness of Vistech and FACT contrast sensitivity charts for cataract and

- refractive surgery outcomes research. *Br J Ophthalmol* 2004; 88: 11–16.
- Pujol J, Gispets J, Arjona M. Optical performance in eyes wearing two multifocal contact lens designs. *Ophthalmic Physiol Opt* 2003; 23: 347–360.
 - Qazi MA, Pepose JS, Shuster JJ. Implantation of scleral expansion band segments for the treatment of presbyopia. *Am J Ophthalmol* 2002; 134: 808–815.
 - Rajagopalan AS, Bennett ES, Lakshminarayanan V. Visual performance of subjects wearing presbyopic contact lenses. *Optom Vis Sci* 2006; 83: 611–615.
 - Rajagopalan AS, Bennett ES, Lakshminarayanan V. Contrast sensitivity with presbyopic contact lenses. *J Mod Opt* 2007; 54: 1325–1332.
 - Reading RW. *Binocular Vision*. Boston: Butter-worth, 1983.
 - Richdale K, Mitchell GL, Zadnik K. Comparison of multifocal and monovision soft contact lens corrections in patients with low-astigmatic presbyopia. *Optom Vis Sci* 2006; 83: 266–273.
 - Sanders E, Wagner Heidi, Reich L. Visual acuity and balanced progressive simultaneous vision multifocal contact lenses. *Eye Contact Lens* 2008; 4:293-96.
 - Sanislo S, Wicker D, Green DG. Contrast sensitivity measurements with the Echelon diffractive bifocal contact lens as compared to bifocal spectacles. *CLAO J* 1992; 18:161–4.
 - Saona Santos CL. *Contactología clínica*. 2006.

REFERENCIAS

- Scammon RE, Hesdorffer MB. Growth in mass and volume of the human lens un postnatal life. *Arch Ophthalmol* 1937; 17: 104-12.
- Schachar RA, Cudmore DP, Torti R, Black TD, Huang T. A physical model demonstrating Schachar's hypothesis of accommodation. *Ann Ophthalmol Glaucoma* 1994; 26: 4-9.
- Schwartz CA. Portrait of a presbyope in 1999. *Optom Today* 1999; 5-7.
- Seyeddain O, Riha W, Hohensinn M, Nix G, Dexl AK, Grabner G. Refractive surgical correction of presbyopia with the AcuFocus small aperture corneal inlay: two-year follow-up. *J Refract Surg* 2010; 26: 707-715.
- Shapiro MB, Bredeson DC. A prospective evaluation of Unilens soft multifocal contact lenses in 100 patients. *CLAO J.* 1994; 20: 189-91.
- Sheedy JE, Harris MG, Bronge MR, Joe SM, Mook MA. Task and visual performance with concentric bifocal contact lenses. *Optom Vis Sci* 1991; 68: 537-41.
- Situ P, du Toit R, Fonn D, Simpson T. Successful monovision contact lens wearers refitted with bifocal contact lenses. *Eye Contact lens* 2003; 29:181-184.
- Soni PS, Patel R, Carlson RS. Is binocular contrast sensitivity at distance compromised with multifocal soft contact lenses used to correct presbyopia?. *Optom Vis Sci* 2003; 80: 505-514.
- Terry R, Holden B. The ideal RGP Design for Daily Wear. *Contact Lens Month* 1989; 19-21.

REFERENCIAS

- Trager MJ, Vagefi RM, McLeod SD. A mathematical model for estimating degree of accommodation by defocus curves. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2005; 46: 691-717.
- Turner MI. Observations on the normal subjective amplitude of accommodation. *Br J Physiol Opt* 1958; 15: 70-100.
- Woo GC, Sivak IG. A comparison of three methods for determining the reading addition. *Am J Optom Physiol Opt* 1979; 56:75-7.
- Wood ILC. Stereopsis with spatially degrade images. *Ophthalmic Physiol Opt* 1983; 3: 337-340.
- World RM. The spectacle amplitude of accommodation of children ages 6 to 10. *Am J Optom Arch Am Acad Optom* 1967; 44: 642-64.
- Yilmaz OF, Alagoz N, Pekel G, Azman E, Aksoy EF, C, Çakır H, Bozkurt E, Demirok A. Intracorneal inlay to correct presbyopia: long-term results. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 1275–1281.
- Yilmaz OF, Bayraktar S, Agca A, Yilmaz B, McDonald MB, van de Pol C. Intracorneal inlay for the surgical correction of presbyopia. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 1921–1927.
- Zandvoort SW, Kok JH, Molenaar H. Good subjective presbyopic correction with newly designed aspheric multifocal contact lens. *Int Ophthalmol* 1993; 17:305–311.

APÉNDICE I

PUBLICACIONES DE LA TESIS

DOCTORAL

De la presente Tesis Doctoral se han llevado a cabo las siguientes publicaciones:

- **Llorente-Guillemot A**, García-Lázaro S, Ferrer-Blasco T, Pérez-Cambrodí RJ, Cerviño-Expósito A. “Visual performance with simultaneous vision multifocal contact lenses. *Clinical Exp Optom* 2012; 95:54-59.
- **Llorente-Guillemot A**, Tomás-Verduras E, García-Lázaro S, Albarran-Diego C, Ferrer-Blasco T, Pérez-Cambrodí RJ, Cerviño-Expósito A. “Stereoacuity and defocus curves after simultaneous vision multifocal contact lenses fitting”. Comunicación libre en la “8th International Conference od Optometry and Vision Science”. Braga, Portugal. Abril 2011.
- **Llorente-Guillemot A**, Tomás-Verduras E, García-Lázaro S, Albarran-Diego C, Ferrer-Blasco T, Pérez-Cambrodí RJ, Cerviño-Expósito A. “Contrast Sensitivity and presbyopic correction with multifocal soft contact lenses”. Comunicación libre en la “8th International Conference od Optometry and Vision Science”. Braga, Portugal. Abril 2011.

- **Llorente-Guillemot A.** “Adaptación de Purevisión multifocal en la corrección de la presbicia”. Comunicación en la Conferencia Internacional de Optometría y Contactología (OC´11). Valencia. Marzo 2011.
- **Llorente-Guillemot A,** García-Lázaro S, Ferrer-Blasco T, Tomás-Verduras E, Puchades C. “Effect of multifocality on monocular and binocular visual performance”. Comunicación libre en el 28 Th European Society of Cataract and Refractive Surgeons (ESCRS) Annual Meeting.París. Septiembre 2010.

APÉNDICE II

GUÍA DE ADAPTACIÓN DE LA LENTE DE CONTACTO MULTIFOCAL

Guía de adaptación de las lentes de contacto Purevision Multifocal

1. Selección de la lente inicial

- Determinar la potencia según la distancia al vértice, sabiendo que será mayor para las positivas y menor para las negativas, obteniendo así la esfera equivalente de la refracción de lejos para la potencia seleccionada.

- Determinar la adición.

- Determinar el ojo dominante.

- Escoger la adición para la lente inicial según la corrección de la adición en gafas.

2. Evaluación con las lentes de prueba

- Dejar al paciente con las lentes puestas entre 5 y 10 minutos.

- Revisar siempre la AV en condiciones binoculares. Revisar la calidad visual de cerca en situaciones reales, con objetos que se utilicen a diario (reloj, teléfono móvil). Toma de AV binocular en lejos.

- Si la AV es satisfactoria en lejos y cerca se le entregan las lentes y se le recuerda al paciente que debe utilizar más iluminación para la letra pequeña. Dejar que pruebe las lentes en su entorno habitual.

- Si la AV de lejos y/o cerca no es del todo satisfactoria, se realiza sobrefracción binocular con lentes oftálmicas de la caja de pruebas en pasos de 0.25 D y se vuelve a medir.

APÉNDICE III

CUESTIONARIO DE SATISFACCIÓN

**NATIONAL EYE INSTITUTE REFRACTIVE ERROR
QUALITY OF LIFE INSTRUMENT—42 (NEI RQL-42)**

1. CLARIDAD DE VISIÓN

1.1. En la actualidad, ¿qué claridad de visión tiene usted con la corrección que usa actualmente, incluyendo gafas, lentes de contacto, lupas, cirugía o sin nada?

Perfectamente claro

Muy claro

Mas o menos claro

No muy claro

1.2. ¿Ha notado problemas de distorsión visual en las últimas 4 semanas?

No

Sí, pero no me molestan

Sí, me molestan un poco

Sí, me molestan bastante

Sí, me molestan mucho

1.3. ¿Ha notado problemas de visión borrosa en su visión o con la corrección que usa actualmente en las últimas 4 semanas?

No

Sí, pero no me molestan

Sí, me molestan un poco

Sí, me molestan bastante

Sí, me molestan mucho

1.4. ¿Ha sentido algún problema de dificultad visual en las últimas 4 semanas?

No

Sí, pero no me molestan

Sí, me molestan un poco

Sí, me molestan bastante

Sí, me molestan mucho

2. EXPECTATIVAS

2.1. ¿Cambiaría mucho su vida si tuviese una visión perfecta sin gafas, lentes de contacto o cualquier otro tipo de corrección?

Sin diferencias

Pequeña diferencias para mejor

Gran diferencia para mejor

Ya la tengo

2.2. ¿Cuánto cree que cambiaría su vida si tuviese una visión perfecta sin gafas, lentes de contacto o cualquier otro tipo de corrección?

No cambiaría

Cambio ligero para mejor

Gran cambio para mejor

Ya la tengo

3. VISIÓN DE CERCA

3.1. ¿Cuánta dificultad siente realizando trabajos o aficiones que requieren que vea bien de cerca, como cocinar, reparar cosas en casa, coser, usar herramientas de mano o trabajar con ordenadores?

Ninguna dificultad

Una pequeña dificultad

Dificultad moderada

Mucha dificultad

Nunca he intentado hacer estas actividades por culpa de mi visión

Nunca realizo estas actividades por otros motivos

3.2. ¿Cuánta dificultad siente leyendo texto normal impreso o periódicos?

Sin dificultad

Alguna pequeña dificultad

Dificultad moderada

Mucha dificultad

Nunca lo he intentado debido a mi visión

3.3. ¿Cuánta dificultad siente leyendo letras pequeñas en la guía telefónica, prospectos de medicamentos o documentos legales (contratos, etc)?

Sin dificultad

Poca dificultad

Dificultad moderada

Mucha dificultad

Nunca lo he intentado debido a mi visión

3.4. ¿Qué dificultades siente en sus actividades diarias debido a su visión?

Sin dificultad

Alguna pequeña dificultad

Dificultad moderada

Mucha dificultad

4. VISIÓN DE LEJOS

4.1. ¿Cuánta dificultad siente evaluando distancias, como por ejemplo cuando baja escaleras o aparca el coche

Sin dificultad

Poca dificultad

Dificultad moderada

Mucha dificultad

4.2. ¿Cuánta dificultad siente viendo objetos laterales, como coches que se acercan por los lados, o personas que se incorporan a la calle desde la acera?

Sin dificultad

Poca dificultad

Dificultad moderada

Mucha dificultad

4.3. ¿Cuánta dificultad tiene cuando tiene que adaptarse la oscuridad cuando se desplaza de un lugar luminoso a un lugar oscuro, como por ejemplo cuando entra en un cine?

Sin dificultad

Poca dificultad

Dificultad moderada

Mucha dificultad

4.4. ¿Cuánta dificultad siente conduciendo por la noche?

Ninguna dificultad

Poca dificultad

Dificultad moderada

Mucha dificultad

Nunca conduzco por la noche por culpa de mi visión

Nunca realizo estas actividades por otros motivos

4.5. ¿Cuánta dificultad siente conduciendo en condiciones difíciles, como con mal tiempo, hora punta, en la autopista o en el tráfico de la ciudad?

Ninguna dificultad

Poca dificultad

Dificultad moderada

Mucha dificultad

Nunca conduzco en estas condiciones por culpa de mi visión

Nunca lo hago por otros motivos

5. FLUCTUACIONES DIURNAS

5.1. ¿Cuánta dificultad siente debido a cambios en la claridad de su visión durante el día?

No siento cambios en la claridad de mi visión

Sin dificultad

Alguna pequeña dificultad

Dificultad moderada

Mucha dificultad

5.2. ¿Con que frecuencia usted se siente molesto con cambios en su visión durante el día?

Nunca

Raramente

Ocasionalmente

Frecuentemente

Constantemente

6. LIMITACIONES EN ACTIVIDADES

6.1. ¿Cuánta dificultad siente debido a su visión cuando participa en actividades deportivas u otras actividades al aire libre que le gustan (ir de excursión, nadar, aeróbic, deportes de equipo, correr)?

Ninguna dificultad

Poca dificultad

Dificultad moderada

Mucha dificultad

Nunca he intentado hacer estas actividades por culpa de mi visión

Nunca realizo estas actividades por otros motivos

6.2 Por culpa de su visión, ¿participa menos de lo que le gustaría en actividades deportivas y al aire libre (ir de excursión, nadar, aeróbic, deportes de equipo, correr)?

Sí

No

6.3 ¿Existe alguna actividad deportiva recreativa que no realiza debido a su visión o al tipo de corrección que usa?

Sí, muchas

Sí

Algunas

No

6.4. ¿Existen actividades diarias que le gustaría hacer pero no hace debido a su visión o al tipo de corrección que usa?

Sí, muchas

Sí

Algunas

No

7. DESLUMBRAMIENTO

7.1. ¿Con qué frecuencia siente que ve destellos o halos alrededor de las luces cuando está cerca de luces brillantes durante la noche que le resulten incómodos o le dificulten la visión?

Todo el tiempo

Mayor parte del tiempo

Parte del tiempo

Una pequeña parte del tiempo

Nunca

7.2. ¿Ha sentido problemas de deslumbramiento en las últimas 4 semanas?

No

Sí, pero no me molestan

Sí, me molestan un poco

Sí, me molestan bastante

Sí, me molestan mucho

8. SÍNTOMAS

8.1. ¿Con qué frecuencia siente dolor o incomodidad dentro o alrededor de sus ojos (por ejemplo: ardor, picor o dolor)?

Todo el tiempo

Mayor parte del tiempo

Parte del tiempo

Una pequeña parte del tiempo

Nunca

8.2. Cuanto le molesta la sequedad de sus ojos?

No siento sequedad

Nada

Moderadamente

Bastante

Mucho

8.3. ¿Cuánto dolor o incomodidad siente dentro o alrededor de sus ojos (por ejemplo: ardor, picor o dolor)

Ninguno

Leve

Moderado

Severo

Muy severo

8.4. ¿Con qué frecuencia tiene dolores de cabeza que usted cree que están relacionados con su visión o su corrección visual?

Nunca

Raramente

Ocasionalmente

Frecuentemente

Constantemente

8.5. ¿Ha sentido problemas de lagrimeo en las últimas 4 semanas?

No

Sí, pero no me molestan

Sí, me molestan un poco

Sí, me molestan bastante

Sí, me molestan mucho

8.6. ¿Ha sentido problemas de picor dentro o alrededor de sus ojos en las últimas 4 semanas?

No

Sí, pero no me molesta

Sí, me molesta un poco

Sí, me molesta bastante

Sí, me molesta mucho

8.7. ¿Ha sentido problemas de dolor o cansancio en sus ojos en las últimas 4 semanas?

No

Sí, pero no me molestan

Sí, me molesta un poco

Sí, me molesta bastante

Sí, me molesta mucho

9. DEPENDENCIA DE LA CORRECCIÓN

9.1. ¿Necesita utilizar gafas o lentes bifocales o usar una lupa cuando está leyendo algo breve, como una dirección o una factura?

Sí, constantemente

Sí, parte del tiempo

No

9.2. ¿Necesita utilizar gafas o lentes bifocales o usar una lupa cuando está leyendo algo largo como un libro, un artículo en una revista o un periódico?

Sí, constantemente

Sí, parte del tiempo

No

9.3. ¿Necesita usar gafas o lentes de contacto para conducir por la noche?

Sí, constantemente

Sí, parte del tiempo

No

No conduzco por la noche debido a mi visión

No conduzco por la noche por otras razones

9.4. ¿Usa gafas o lentes de contacto para conducir cuando anochece, justo cuando empieza a oscurecer?

Sí, constantemente

Sí, parte del tiempo

No

No conduzco al anochecer debido a mi visión

No conduzco al anochecer por otras razones

10. PREOCUPACIÓN

10.1. ¿Con qué frecuencia se preocupa con su visión o la corrección visual?

Nunca

Raramente

Ocasionalmente

Frecuentemente

Constantemente

10.2. ¿Con qué frecuencia se da cuenta que piensa en su visión o la corrección visual?

Nunca

Raramente

Ocasionalmente

Frecuentemente

Constantemente

11. SUFICIENCIA DE LA CORRECCIÓN

11.1. Durante las últimas 4 semanas, ¿con qué frecuencia ha usado un tipo de corrección o tratamiento que fuese incomodo porque le hacía ver mejor?

Todo el tiempo

Mayor parte del tiempo

Parte del tiempo

Una pequeña parte del tiempo

Nunca

11.2. Durante las últimas 4 semanas, ¿con qué frecuencia ha usado un tipo de corrección visual que no haya corregido su visión así como otra corrección que le hacía ver mejor?

Todo el tiempo

Mayor parte del tiempo

Parte del tiempo

Una pequeña parte del tiempo

Nunca

12. APARIENCIA

12.1. ¿Cuánto le satisfacen sus gafas, lentes de contacto, lupa, u otra corrección que use (incluyendo cirugía) en cuanto a la apariencia que le proporcionan?

Completamente satisfecho

Muy satisfecho

Más o menos insatisfecho

Muy insatisfecho

Completamente insatisfecho

12.2. ¿La corrección visual que usa actualmente es la mejor que ha tenido nunca en cuanto a la apariencia que le proporciona?

Sí

No

12.3. ¿Existe algún tipo de corrección visual que sea mejor que la que usted utiliza actualmente en términos de su apariencia?

Sí

No

13. SATISFACCIÓN CON LA CORRECCIÓN

13.1. ¿Cuánto le satisfacen sus gafas, lentes de contacto, lupa, u otra corrección que use (incluyendo cirugía)?

Completamente satisfecho

Muy satisfecho

Más o menos insatisfecho

Muy insatisfecho

Completamente insatisfecho