



RENDIMIENTO VISUAL CON LENTES DE CONTACTO MULTIFOCALES TÓRICAS DE VISIÓN SIMULTÁNEA

TESIS DOCTORAL

Elena Tomás Verduras

2012

RENDIMIENTO VISUAL CON LENTES
DE CONTACTO MULTIFOCALES
TÓRICAS DE VISIÓN SIMULTÁNEA

Memoria presentada por

Elena Tomás Verduras

Para optar al grado de

DOCTORA en OPTOMETRÍA Y CIENCIAS DE LA VISIÓN

2012

D. Robert Montés Micó, Catedrático de Óptica de la Universidad de Valencia.

D. David Madrid Costa, Profesor Colaborador de la Universidad de Valencia.

CERTIFICAN que la presente memoria “RENDIMIENTO VISUAL CON LENTES DE CONTACTO MULTIFOCALES TÓRICAS DE VISIÓN SIMULTÁNEA”, resume el trabajo de investigación realizado, bajo su dirección, por Dña. Elena Tomás Verduras y constituye su Tesis para optar al Grado de Doctora en Optometría y Ciencias de la Visión.

Y para que así conste, y en cumplimiento de la legislación vigente, firma el presente certificado en Valencia, a _____, 2012.

Fdo: Dr. Robert Montés Micó.

Fdo: Dr. David Madrid Costa.

“De aquí a Babilonia, ¿cuántos kilómetros habrá?

Diecisiete mil y un poquito más.

¿Puedo llegar con la luz como tren?

¡Vaya si puedes! Y volver también.”

(Madre Oca, Alicia en el País de las Maravillas, Lewis Carroll)

“Sólo tú puedes decidir qué hacer

con el tiempo que se te ha dado.”

(Gandalf, El Señor de los Anillos, J.R.R.Tolkien)

“Somos o que fazemos, mas somos, principalmente,

o que fazemos para mudar o que somos”

(Eduardo Galeano)

AGRADECIMIENTOS

Al finalizar un trabajo lleno de dificultades como es el desarrollo de una Tesis Doctoral, es para mí un verdadero placer utilizar este espacio para expresar mis más sinceros agradecimientos a todas aquellas personas que sin su ayuda hubiese sido imposible la realización de la misma.

Quiero mostrar en primer lugar mi gratitud a mis directores de tesis, el Catedrático Robert Montés y el Doctor David Madrid.

Debo agradecer de manera especial y sincera al profesor Robert Montés el aceptar la dirección de esta tesis, el que haya sido para mí un referente a la hora de poder atravesar un umbral que hasta hace poco estaba vetado para los Diplomados en Óptica y Optometría, el ser un pionero en abrir este y otros caminos que nos hacen crecer como profesionales. Debo darle las gracias por confiar en mí aún cuando los vientos no eran favorables, y aunque unas veces tiró el y otras veces tiré yo, la cuerda no se rompió, gracias por echarme un cable de una manera tan elegante en tantas ocasiones.

Al profesor David Madrid, porque él supuso en esta tesis un soplo de aire fresco, con él llegó la luz. Gracias por la paciencia que ha tenido conmigo, por guiarme en este trabajo y ser capaz de conseguir ordenarme las ideas, eran muchas (soy consciente), y no era una tarea fácil.

Al grupo de investigación GIO, por la posibilidad que me han ofrecido de poder disponer de los instrumentos para realizar las medidas necesarias para llevar a cabo

esta tesis. En particular, a la Doctora Teresa Ferrer que fue quien me facilitó la instrumentación.

A mis padres, Elena y Pascual, he tenido mucha suerte de tener los padres que tengo, ellos me enseñaron los valores necesarios para desenvolverme en la vida. A mi padre porque él es y será siempre mi mejor profesor de Contactología, de él aprendí lo apasionante que es el campo de las lentes de contacto, el buen hacer en su trabajo y lo generoso que ha sido conmigo dejándome paso. A mi madre, por ese amor incondicional que mi madre pone en todos mis proyectos, por empeñarse en hacernos entender que el tiempo invertido en estudio, es tiempo invertido en futuro, por creer siempre en mí y no poner límite a su generosidad.

A mi hermana Esther, por el apoyo que me da siempre, aunque a veces no entendía la necesidad del esfuerzo que estaba realizando, sé que siempre estaba conmigo. Junto con ella a Roser y Elisa, que además de ser mi familia han sido unas estupendas canguros y me han permitido horas de trabajo.

A mis amigos, que sin entender una palabra de lo que me traía entre manos me animaban a seguir.

A mis compañeros: A Sú, por estar siempre que silbo en la vida, soy muy afortunada de tenerte. A Isa, por la energía positiva que me transmites y por abrirme la puerta a una Visió Sense Fronteres. A M^a Carmen, por enriquecer mi vida y proporcionarme alas para volar. A Mary, por compartir té y hablarnos en el mismo idioma. A José, por ser mi compañero en aquel viaje que me cambió la forma de ver la vida, porque lo importante es estar en el camino y me encanta que tú, “Correcaminos” estés en el mío, aún nos quedan tantas Lunas... A Elena, por tanta ilusión, tantas ganas,

tanto empuje y tantas risas que eres capaz de compartir conmigo, tu optimismo es fundamental para mí, no sé qué haría sin ti. A Almu, una valiente de la vida, tienes un duende especial, me hiciste ver que jugar en otra liga también tiene ventajas y sólo entonces fui capaz de trabajar en este proyecto con total seguridad en mí misma, siempre acaba saliendo el sol, ya ves, hoy se vistió de naranja en tu honor, y espero seguir contando contigo para ponerle salsa a la vida. A todos vosotros gracias por tanta optometría compartida.

Gracias a mis compañeras de trabajo, por permitirme que pudiera estar en dos sitios a la vez, especialmente a Tere y Chelo que se prestaron a repetir una y otra vez las pruebas y desinteresadamente aportaron lo más importante, sus ojos.

Esta tesis se la dedico a Luis, Mar y Paula. Gracias a Luis porque durante los últimos años, mi trabajo y el desarrollo de esta tesis han tomado prestado gran parte de nuestro tiempo. Por transmitirme calma y saber frenar mis impulsos cuando algo no me gustaba, por ser mi compañero en todas mis batallas, porque junto a ti soy feliz. A mis hijas Mar y Paula, llegar a la vez al mundo supuso para mí una doble felicidad y satisfacción, vosotras sois el motor de mi vida, aquí están “las fichas de mami”, espero que cuando podáis entenderlo estéis orgullosas de mí. Infinito, por todas las horas robadas a los tres.

ÍNDICE

Índice

	Página
1. Acrónimos.....	1
2. Introducción general.....	3
2.1. Presbicia.....	4
2.2. Opciones de corrección de la presbicia con lentes de contacto.....	11
2.2.1. Lentes de contacto monofocales y gafas de lectura.....	11
2.2.2. Monovisión.....	11
2.2.3. Monovisión modificada.....	16
2.2.4. Bifocales alternantes o de translación.....	17
2.2.4.1. Lentes de contacto RPG.....	20
2.2.4.1.a. Diseños segmentados.....	20
2.2.4.1.b. Diseños concéntricos.....	23
2.2.4.2. Lentes de contacto blandas.....	24
2.2.5. Lentes de contacto de visión simultánea.....	25
2.2.5.1. Difractiva.....	27
2.2.5.2. Asféricas.....	28
2.2.5.2.a. Asféricas centro-lejos.....	28
2.2.5.2.b. Asféricas centro-cerca.....	29
2.2.5.3. Diseño concéntrico.....	30
2.2.6. Lentes de contacto híbridas.....	31
2.3. Perspectiva histórica.....	32
2.4. Estado actual. Justificación.....	35
2.5. Objetivo de la tesis.....	39
2.6. Hipótesis.....	40

3. Metodología.....	41
3.1. Sujetos.....	42
3.1.1. Criterios de inclusión.....	43
3.1.2. Criterios de exclusión.....	44
3.1.3. Criterios para abandonar el estudio.....	44
3.2. Lentes de contacto.....	46
3.2.1. Parámetros.....	46
3.2.2. Material.....	47
3.2.3. Diseño.....	49
3.2.3.1. Diseño Proclear Tóric.....	49
3.2.3.2. Diseño Proclear Multifocal Tóric.....	50
3.3. Toricidad de la Lente de contacto. Estabilización.....	54
3.4. Metodología.....	62
3.4.1. Pruebas realizadas.....	62
3.4.2. Procedimiento.....	68
3.4.3. Análisis estadístico.....	71
4. Resultados y desarrollo argumental.....	72
4.1. Muestra.....	73
4.2. Agudeza Visual.....	74
4.3. Estereopsis.....	77
4.4. Desenfoque.....	78
4.5. Función de sensibilidad al contraste.....	80
4.6. Cuestionario.....	90
4.7. Discusión.....	111
4.7.1. Agudeza visual.....	112

4.7.2.	Agudeza visual estereoscópica.....	115
4.7.3.	Desenfoque.....	121
4.7.4.	Función de sensibilidad al contraste.....	124
4.7.5.	Cuestionario.....	128
4.7.6.	Relevancia clínica.....	131
5.	Conclusiones finales.....	133
5.1.	Conclusiones.....	134
5.2.	Líneas futuras de investigación.....	136
6.	Bibliografía.....	140
7.	Anexos.....	155
7.1.	Anexo. I.....	156
7.2.	Anexo. II.....	158
7.3.	Anexo. III.....	169

ACRÓNIMOS

1. Acrónimos.

Adición: (Ad)

Agudeza visual: (AV)

Agudeza visual estereoscópica: (AVE)

Amplitud de acomodación: (AA)

Ciclos/ grado: (cpg)

Diámetro de la zona óptica posterior: (DZOP)

Dioptías: (D)

Dioptías prismáticas: (Δ)

Función sensibilidad al contraste: (CSF)

Lentes contacto: (LC)

Lentes de contacto hidrofílicas: (LCH)

Lente intraocular: (LIO)

Lente oftálmica: (LO)

Ojo derecho: (OD)

Ojo izquierdo: (OI)

Posición primaria de mirada: (PPM)

Profundidad de foco: (Dof)

Rígidas gas permeable: (RPG)

Segundos: (sg)

Transmisibilidad al oxígeno de una lente de contacto: (Dk/t)

Zona óptica: (ZO)

INTRODUCCIÓN GENERAL

2. Introducción general.

2.1. Presbicia.

Los cambios demográficos que están sucediendo actualmente en la población no tienen precedentes históricos. La población mundial aumentará en los próximos 43 años en 2.500 millones de habitantes, pasando de los actuales 6.700 millones a 9.200 millones en 2050. Este aumento equivale al total de población que había en el mundo en 1950 y corresponderá sobre todo a las regiones menos desarrolladas, cuya población se estima que aumentará de 5.400 millones en 2007 a 7.900 millones en 2050 (Naciones Unidas, 2006). La tendencia del envejecimiento de la población es irreversible.

El aumento de la población, en concreto en el grupo de personas de mayor edad, es el resultado de una transición demográfica durante la cual disminuyeron la fecundidad y la mortalidad. Entre 2005 y 2050, la mitad del aumento de la población mundial se deberá al aumento de la población de 60 o más años de edad, mientras que el número de niños (personas de menos de 15 años de edad) sufrirá una ligera disminución. Por otra lado, en las regiones más desarrolladas, se prevé la casi duplicación de la población de 60 años o más, de 245 millones en 2005 a 406 millones en 2050, mientras que la de menos de 60 años descenderá, de 971 millones en 2005 a 839 millones en 2050 (Naciones Unidas, 2006). Las poblaciones de un número cada vez mayor de países están envejeciendo rápidamente.

En las regiones más desarrolladas, el 20% de la población ya tiene 60 años de edad o más, y se calcula que esa proporción alcanzará el 33% en 2050. A nivel mundial,

se espera que el número de personas de 60 años de edad aumente casi el triple, pasando de 673 millones en 2005 a 2.000 millones en 2050. Durante el mismo período, se prevé que la proporción de personas mayores, que viven en países en desarrollo aumentará del 64% en 2005 a casi el 80% en 2050 (United Nations Department of Economic and Social Affairs, 2009).

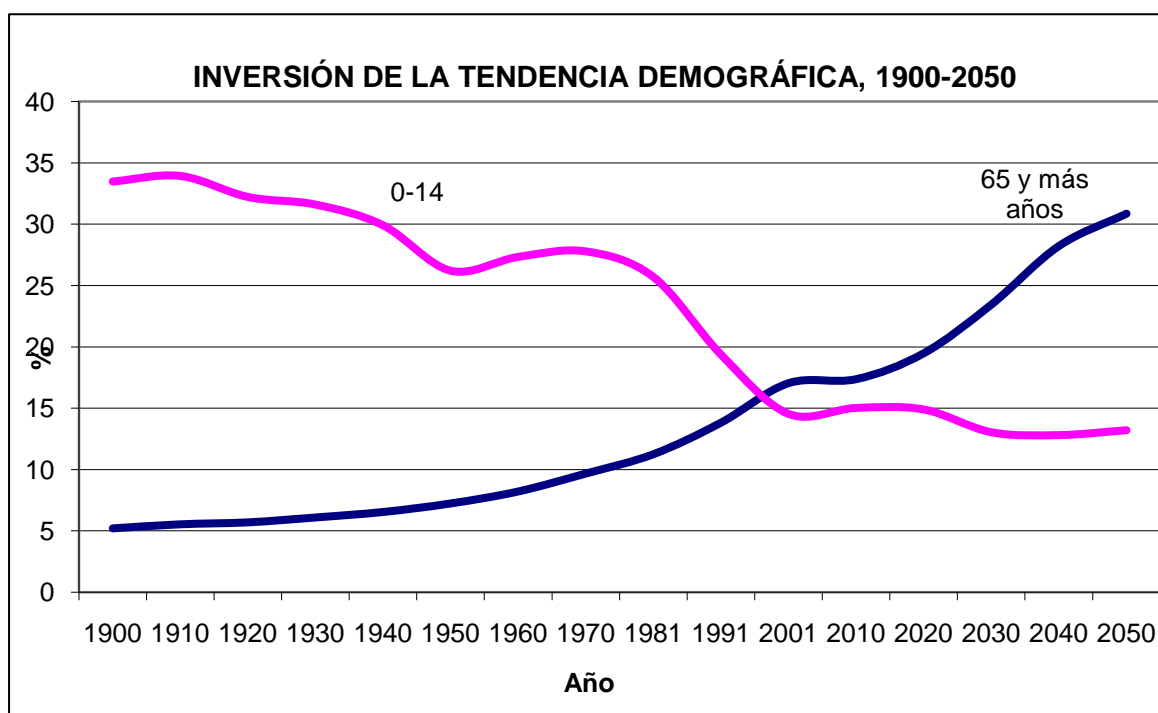


Figura 1: Inversión de la tendencia demográfica, 1900-2050. Fuente: INE: INEBASE: Censo de población, 1900 hasta 2001. INE, 2004.

Según datos de los institutos oficiales de estadística, el crecimiento natural de la población se haría negativo desde 2020. La población mayor de 64 años se duplicaría en 40 años y pasaría a representar más del 30% del total, todo esto debido al envejecimiento de la pirámide poblacional (figura 2).

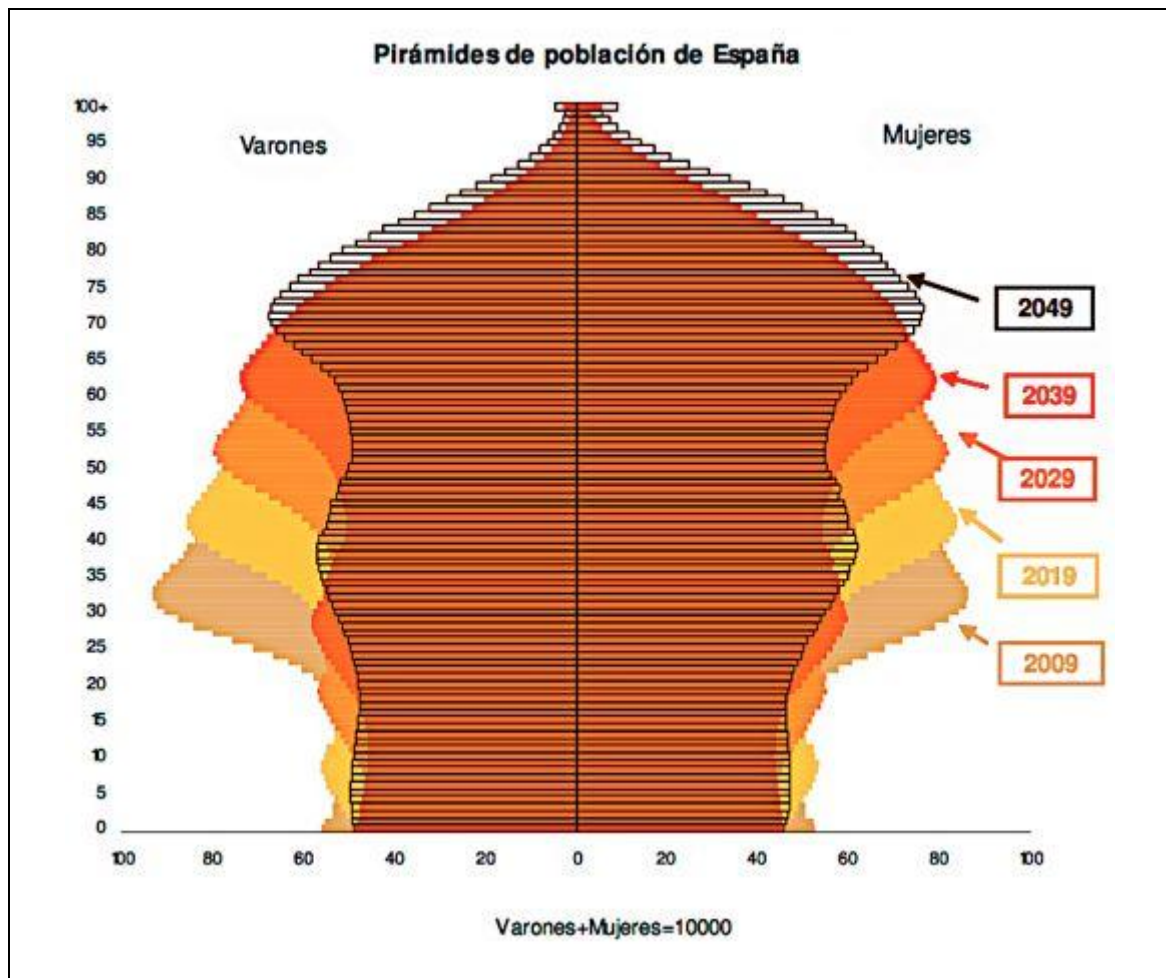


Figura 2: Pirámides de población española. Fuente: Instituto Nacional de Estadística.

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 (las personas más ancianas) 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).

La edad mediana, aquella que divide a la población en dos mitades de igual tamaño, es un indicador del envejecimiento de la población. A nivel mundial, se estima

que la edad mediana aumentará de 28 a 38 años entre 2005 y 2050. 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. Yemen es el país con la población más joven, con una edad media de 15 años; Japón es el que tiene la población más vieja, con una edad media de 41 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).

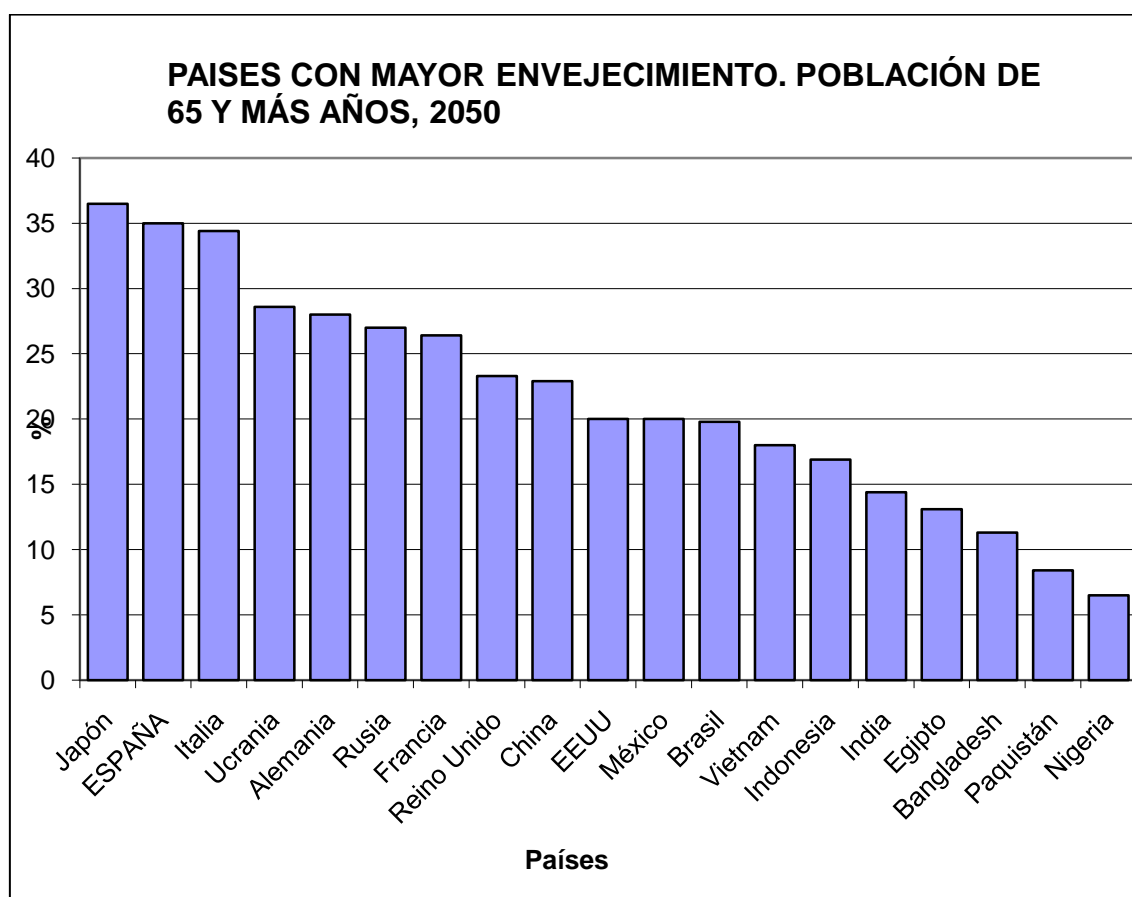


Figura 3: Países con mayor envejecimiento. Población de 65 y más años, 2050. Fuente: N.U: World

Population Prospects: The 2002 Revisión.

Otro factor que contribuye al envejecimiento de la población es la reducción de la mortalidad en la edad adulta. A nivel mundial, la esperanza de vida al nacer, que se calcula que ha aumentado de 58 años en 1970-1975 a 67 años en 2005-2010, seguirá aumentando hasta llegar a los 75 años en 2045-2050. En las regiones más desarrolladas, el aumento previsto es de los 77 años de hoy a 82 años para mediados de siglo, y en las regiones menos desarrolladas se prevé que aumente de 65 años en 2005-2010 a 74 años en 2045-2050 (Naciones Unidas, 2006).

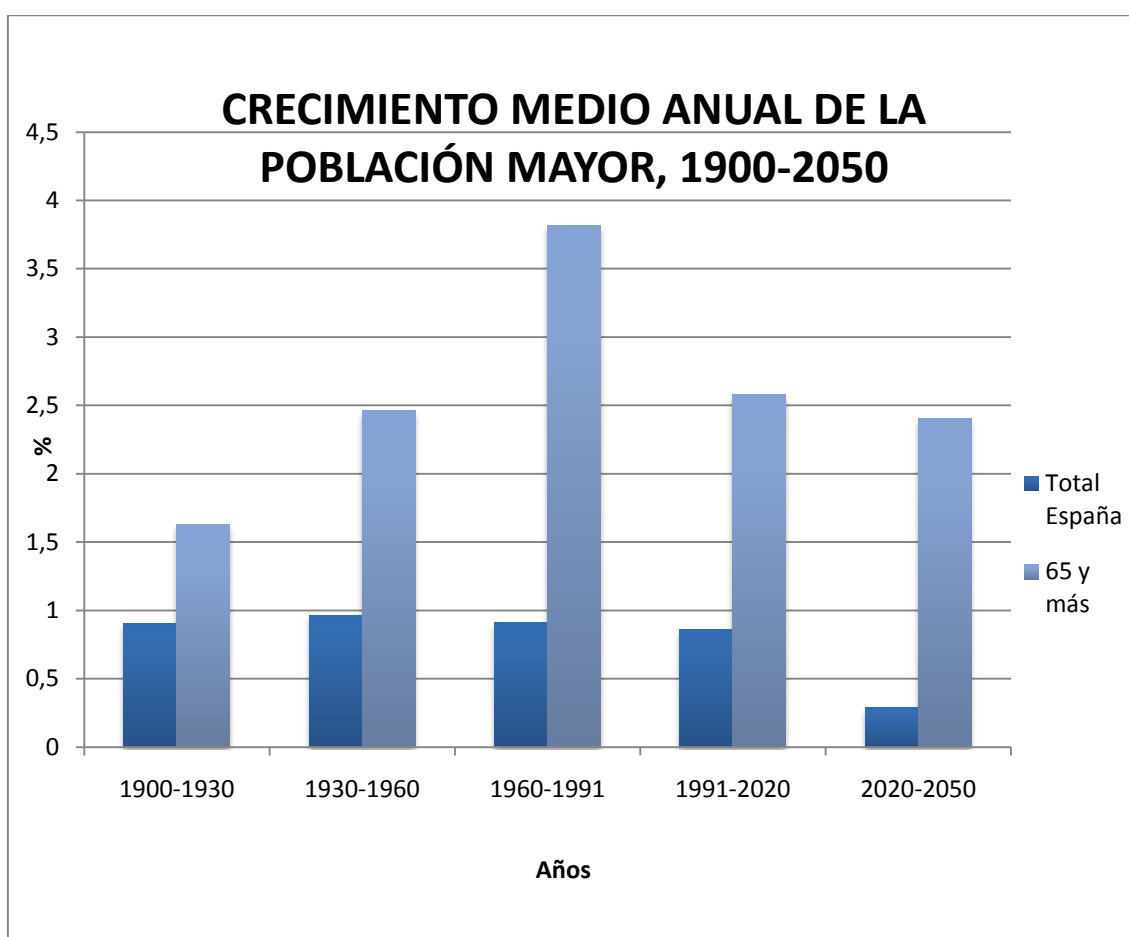


Figura 4: Crecimiento medio anual de la población mayor, 1900-2050. INE: INEBASE: Cifras de población.

Población según sexo y edad desde 1900 hasta 1991. INE, 2004.

Existe una relación entre la edad y el sexo. La mayor parte de las personas de edad son mujeres. Dado que la esperanza de vida es mayor para las mujeres que para los hombres, actualmente hay 81 hombres de edad por cada 100 mujeres de edad. Entre los más ancianos, hay sólo 53 hombres cada 100 mujeres. La proporción de hombres y mujeres en las edades más avanzadas es menor en las regiones más desarrolladas (71 hombres cada 100 mujeres) que en las regiones menos desarrolladas (88 hombres cada 100 mujeres), ya que las diferencias en la esperanza de vida entre los sexos son mayores en las regiones más desarrolladas (Naciones Unidas, 2002).

Este envejecimiento de la población tiene un alto impacto en la salud visual y en el aumento de las personas presbítas. Entre los 40 y 45 años de edad aparece la presbicia. Podemos definir la presbicia como la reducción en la amplitud de la acomodación (AA) debido a cambios degenerativos naturales que afectan al cristalino, el músculo ciliar y las zónulas (Fukasaku S, 1999). Es por tanto una condición fisiológica y no patológica. Los síntomas de la presbicia son: Visión borrosa en cerca, 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 (más notablemente por la noche) (Borish's, 2006). Como resultado a esta sintomatología se tiende a alejar la lectura o tarea de cerca.

En Europa el porcentaje de presbítas es elevado, en torno al 51% del total de los que precisan corrección. Actualmente la presbicia afecta a casi 19 millones de personas en España, el 45% de la población española es presbíta (Visión y Vida, 2006), lo que se explica si tenemos en cuenta que aproximadamente un 35% de la población ha alcanzado los 50 años y más del 50% tienen más de 42 años. Según un estudio realizado

a un grupo de población prósbita (Queiros A et al., 2006), a los 42 años sería necesaria una adición (Ad) de 1.00 dioptrías (D) para ver de cerca con un incremento medio de 0.5D cada 5 años hasta los 65 años (Figura 5).

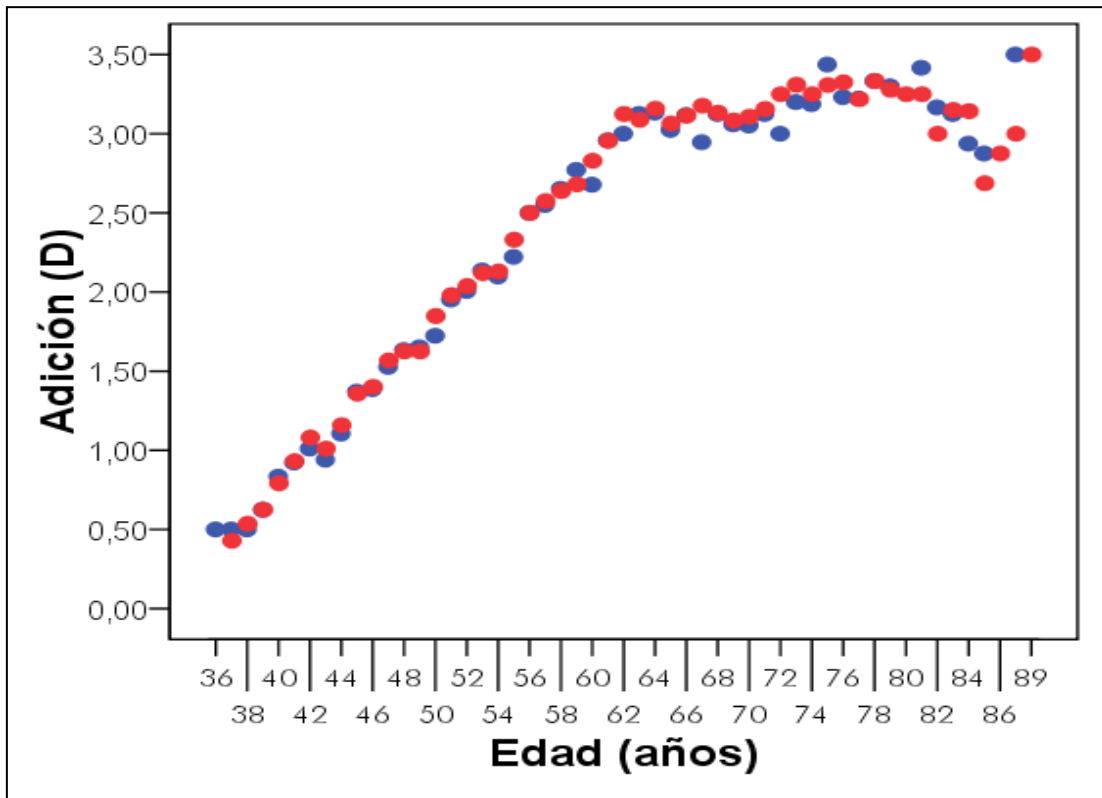


Figura 5: Valores medidos de la Adición según la edad, para hombres (círculos azules), para mujeres (círculos rojos).

Por todos los cambios que están sufriendo la población, y el aumento del envejecimiento de la misma, se da lugar a un incremento constante de la población prósbita, y esto es mayor a su vez en los países desarrollados. La dependencia de los prósbitos de una corrección óptica ha movilizado un mercado dedicado a mejorar y aumentar las posibilidades para dicha corrección. En el campo de las lentes de contacto (LC) esto ha representado un gran reto, a causa de la dificultad de proporcionar corrección satisfactoria en lejos y cerca a un sector de la población (usuarios de LC).

2.2. Opciones de corrección de la presbicia con lentes de contacto.

2.2.1. Lentes de contacto monofocales y gafas de lectura.

Consiste en la combinación de LC, rígidas gas permeable (RPG) o blandas, más una gafa con la Ad de cerca, es una opción que sigue siendo utilizada en la actualidad por un alto porcentaje de la población presbita corregida con LC (Morgan PB 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. Una de las motivaciones principales en los usuarios de LC, es precisamente la de utilizar el menos tiempo posible o no utilizar en absoluto las gafas. Normalmente, es una opción utilizada por los pacientes más mayores, por su rápida y fácil adaptación (Bennett ES et al., 2005).

2.2.2. Monovisión.

Westsmith, en 1950 fue quien creó el principio de corrección de la monovisión (Fonda G, 1966) y ha sido una de las opciones más populares para compensar con LC la presbicia (Harris MG et al., 2005).

La monovisión consiste en adaptar en un ojo una LC para la visión de lejos y en el otro ojo una LC para la visión de cerca. Seleccionando el ojo dominante para la visión

de lejos y el no dominante para la visión de cerca (Brungardt T, 1973). Puede llevarse a cabo con lentes de diferentes tipos de material, esféricas y/o tóricas.

El éxito de esta modalidad se sitúa en un 70-76% (Westin E et al., 2000), depende de la habilidad que presenta el paciente de suprimir una imagen desenfocada en un ojo mientras mantiene en el otro una imagen enfocada (Collins MJ et al., 1994). El examinador debe determinar el ojo dominante del paciente, para poder establecer el equilibrio entre la corrección de lejos en un ojo y la Ad en el otro. Existen diferentes métodos para determinar la dominancia ocular, pero los más empleados en la literatura científica son los tres métodos que se detallan a continuación:

- a- El paciente extiende los brazos, forma una apertura con los dedos de ambas manos, se le pide al paciente que centre un objeto (que se encuentra visión de lejos) en la apertura de sus manos. Se cierra un ojo y posteriormente el otro, el ojo que esté más alineado con el objeto, es el ojo dominante.
- b- Test de dominancia sensorial, lente (+2 D). Dicho test binocular se realiza de la siguiente manera. Para un paciente de agudeza visual (AV) de la unidad, se coloca un test de AV igual a 0.7, y alternativamente colocamos en un ojo y en el otro una lente de +2 D, aquel ojo que note mayor borrosidad es el ojo dominante.
- c- Test de “swinging plus” (Hom MM, 2000), en el que el paciente camina por la habitación con una lente de prueba con potencia añadida a la necesaria en un ojo, y repitiendo el procedimiento con el otro ojo. El ojo con el que el paciente se encuentre más cómodo con la sobrefracción será el ojo que se corregirá para cerca.

La edad del paciente y la Ad necesaria, son dos factores predictivos del éxito en la adaptación con monovisión. Los pacientes con Ad bajas (de + 1.25 a + 2.00 D), tienen más probabilidad de éxito que los pacientes con Ad altas (Jain S et al., 1996), por tanto los presbíteros más jóvenes, tienen mayor facilidad para conseguir un buen resultado con monovisión.

Las necesidades visuales del paciente deben ser evaluadas a la hora de considerar la monovisión como opción para la corrección de la presbicia (Erickson P et al., 1992). En los casos donde sea necesario que la visión de lejos sea utilizada de manera prolongada, por ejemplo en trabajos como conductores profesionales, así como una percepción de profundidad para una actividad muy concreta, (Davis RL, 2003) la monovisión no sería la opción más recomendable.

En un estudio realizado por Du Toit, Ferreira y Nel (Du Toit R et al., 1998), establecieron que existe una relación entre una respuesta negativa inicial por parte del paciente y el uso infructuoso de la monovisión. Las personas más optimistas y tranquilas (Erickson DB et al., 2000) alcanzan un mayor porcentaje de éxito en la adaptación a la monovisión. Dentro de los aspectos estudiados en los pacientes para alcanzar un éxito con monovisión (MacAlister GO et al., 1991) se encuentran; la actitud, expectativas, personalidad, la tolerancia a la borrosidad y a la incomodidad.

Ventajas de la monovisión:

-La aceptación por parte del paciente es alta, siempre y cuando el concepto se haya explicado claramente.

-Permite al profesional elegir la lente más adecuada para el paciente (material, diseño, etc) (Stein H, 1990).

-Estabilidad en la visión.

-Los pacientes deciden con rapidez si aceptan o no la técnica.

-Mantiene la fusión periférica.

-El equilibrio refractivo no es un requisito.

-Menor compromiso de la AV en visión de cerca para distintos grados de iluminación (no depende del diámetro pupilar).

Inconvenientes de la monovisión:

-Existe una reducción en la AV de lejos dado que la AV binocular es mayor que la monocular y este caso se utiliza un ojo para cada distancia de visión, bien de lejos bien de cerca (Erickson P et al., 1990). El descenso en la AV binocular aumenta a medida que aumenta la Ad en la lente de visión de cerca. Por lo tanto presbítas avanzados que requiere una mayor Ad pueden presentar dificultades en aquellas tareas que requieren una perfecta binocularidad.

-Conducir con monovisión se ha convertido en una cuestión controvertida, debido en gran parte a los cambios oculares que se dan con la edad. Las personas mayores presentan la mayor amenaza para la seguridad en la carretera, ya que poseen la tasa de accidentes más alta por distancia viajada (Wood JM, 2002). Especialmente por la noche, un 80% de los pacientes con monovisión comentan haber tenido problemas con la conducción nocturna (Josephson JE et al., 1987). En un estudio

llevado a cabo por Johannsdottir y Stelmach (Johannsdottir KR et al., 2001), descubrieron que con bajos niveles de iluminación, los pacientes con monovisión experimentan un mayor deslumbramiento ante un punto de luz, un tercio de los sujetos de la muestra del estudio experimentan deslumbramiento en la conducción nocturna (Hansen DV, 2001).

-La borrosidad en monovisión es más difícil de suprimir, (Schor C et al., 1987) la supresión de la imagen borrosa es más efectiva en condiciones fotópicas.

- No puede utilizarse en pacientes monoculares.

- Requiere fuerte dominancia del ojo.

-En el 29% de los usuarios de monovisión se ha encontrado un aumento de anisometropía, de 0.50 o más hasta 1.25 D (Wick B et al., 1999).

-Pérdida de sensibilidad al contraste (Loshin DS et al., 1982). Cuando las Ads son superiores a 1.50 D, aparece un descenso significativo de la sensibilidad al contraste si se compara con condiciones de visión binocular (Collins MJ, 1989). Debido a esto algunas actividades, como conducir o hacer deporte se pueden ver afectadas cuando las condiciones de luz no son las más óptimas.

-Descenso importante de la estereopsis (Levy NS et al., 1974). En un estudio llevado a cabo por Kirschen, Hung y Nakano (Kirschen DG et al., 1999), la estereopsis cambiaba de 50 segundos (sg) de arco con LC bifocales a 200 sg de arco con monovisión. Richdale, Mitchell y Zadnik (Richdale K et al., 2006), hallaron 79 sg de arco de diferencia entre LC monovisión y LC multifocales. Esta reducción de la estereopsis guarda relación con la potencia de la Ad, cuando mayor es la Ad se produce una mayor

reducción de la estereoagudeza (Gutkowski M et al., 1991). En un estudio realizado sobre el efecto de la reducción de la estereoagudeza en el rendimiento visual (Sheedy J et al., 1988), los sujetos del estudio mostraron un descenso en el rendimiento al escribir y en el ejercicio de punto de fijación ocho semanas después de la corrección con LC monovisión. La monovisión induce un cambio en la foria lateral hacia la exoforia tanto en lejos como en cerca (McGill E, et al., 1991), así como una reducción en los rangos de vergencia fusional. Estos efectos son menos pronunciados cuando es el ojo dominante el adaptado con la LC de lejos. Los autores atribuyen esto al estrés visual binocular creado por una imagen monocular borrosa.

La adaptación completa a la monovisión se lleva a cabo entre dos o tres semanas (Jain S et al., 1996), en caso de que experimenten dificultades en la adaptación debería considerarse un cambio en la corrección de la presbicia.

2.2.3. Monovisión modificada.

Consiste en adaptar una LC para la visión de lejos en el ojo dominante, y en el ojo no dominante una lente bifocal o multifocal (estos diseños serán abordados a continuación). El objetivo con este concepto es lograr una buena visión binocular de lejos y una aceptable visión de cerca (*éste tipo de adaptación es descrito en la presente Tesis Doctoral debido a que es habitualmente realizada en la práctica clínica, recogido en diferentes libros de contactología y discutida en foros científicos, pero es importante advertir que no hay resultados publicados en la literatura científica sobre este tipo de adaptación*).

2.2.4. Bifocales alternantes o Lentes de contacto de translación.

Este tipo de lentes poseen una zona para la visión de cerca o zona de la Ad, y una zona para la visión de lejos. Para conseguir un resultado óptimo, es necesario que en posición primaria de mirada 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 la porción de cerca quede en el eje visual (figura 6).

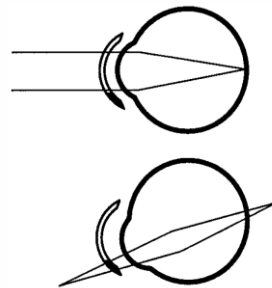


Figura 6: Imagen donde se muestra el movimiento ocular necesario para el cambio de potencia en función del eje de mirada.

Por tanto se puede considerar que las LC bifocales de visión alternante son lentes que corrigen la presbicia mediante la incorporación de dos segmentos diferenciados, uno corrige la visión de lejos y otro la visión de cerca. De manera similar a como lo hace un Bifocal en una lente oftálmica (LO).

Un aspecto importante es la estabilidad de la LC, es decir la posición y translación. Estos parámetros se controlan mediante la incorporación de un prisma de base inferior, que agrega espesor a la zona inferior de la lente y hace descender el centro de gravedad del mismo para que se ubique en una posición inferior en el ojo,

evitando al mismo tiempo la rotación de la lente. La potencia del prisma se puede aumentar (si la lente se estabiliza superiormente comprometiendo la visión lejana) o disminuir (si la lente estabiliza en la región inferior de la córnea limitando la visión próxima) para mejorar el centrado y conseguir la estabilización deseada (Edwards K, 1999). Pero 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, esto hace que se acentúe el efecto del prisma de base invertida, aumentando el área de contacto entre el borde la lente y el párpado inferior.

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 DW, 1999). La calidad visual será óptima, siempre y cuando el eje visual vaya dirigido a través de la parte apropiada de la LC. 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 ES et al., 2004).

Hay factores como el diámetro pupilar, hendidura palpebral, configuración de los párpados, etc. que pueden condicionar que se produzca o no una translación completa (Papas E et al., 2009).

El párpado inferior debe ser lo suficientemente tenso y grueso para evitar el desplazamiento de la lente por debajo de él. La forma correcta es aquella en la que el párpado inferior está en el limbo inferior y además permite poder empujar la lente hacia arriba colocando la zona para la visión de cerca frente a la pupila cuando se requiera (figura 7).

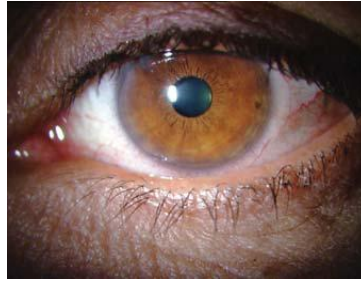


Figura 7: Párpado inferior en el limbo

Cuando el párpado superior se encuentra por encima del limbo la adaptación de estas lentes es más complicada, pues en la mayoría de los casos el párpado superior no puede empujar la lente hacia arriba (Eric B et al., 2009) (figura 8).

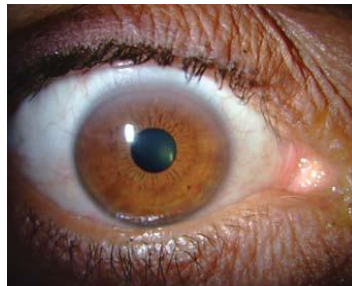


Figura 8: Párpado superior por encima del limbo

En el caso de que la apertura palpebral sea pequeña (figura 9), tampoco nos encontramos ante un caso ideal para adaptar este tipo de lentes, ya que la lente puede posicionarse demasiado alta (Sorbera L et al., 2009), lo que obliga a necesitar un diámetro menor.



Figura 9: Apertura palpebral pequeña

Clasificando las LC de visión alternante según el material que están fabricados encontramos:

2.2.4.1. LC RPG:

2.2.4.1.a. Diseños segmentados.

En las lentes de diseño segmentadas, la potencia de lejos y cerca se distribuye en dos zonas. Un segmento óptico para la visión de lejos en la parte superior y un segmento óptico para la visión de cerca en la parte inferior. El segmento puede ser recto, con forma de media luna o tangente.

Estas lentes están diseñadas para poder permitir que el ojo se mueva de manera independiente a la LC. Según la dirección de la mirada, se colocará frente a la pupila bien la zona de lejos en posición primaria de mirada (figura 10) o la zona de cerca en posición inferior de mirada (figura 11).

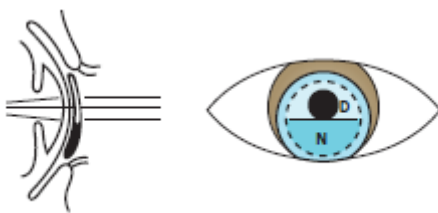


Figura 10: Visión de lejos

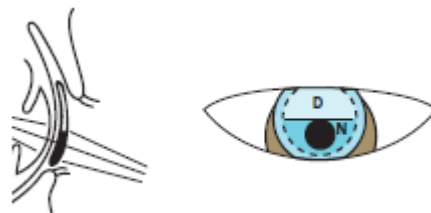


Figura 11: Visión de cerca

Como se indica con anterioridad, la estabilidad de la LC viene dada por un prisma de base inferior (figura 12 y 14). Puede de manera opcional realizarse un truncado a lo largo del borde inferior de la lente, facilitando de esta manera la estabilización de la LC (figura 13 y 15).

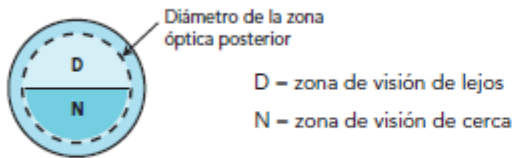


Figura 12: Diseño segmento recto, no truncado

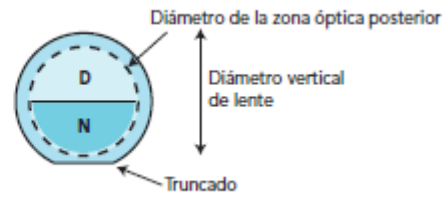


Figura 13: Diseño segmento recto, truncado

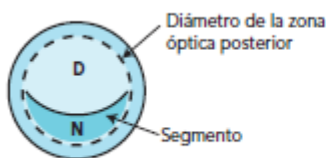


Figura14: Segmento media luna, no truncado



Figura 15: Segmento media luna, truncado

Es importante evaluar la traslación y el posicionamiento de la LC mediante la lámpara de hendidura. Habría que decirle al paciente que mire hacia abajo y levantando el párpado superior observar si la lente se ha movido hacia arriba, es decir si se ha trasladado (Bennett ES, 2004). Si hay espacio suficiente para la traslación, la lente debe atravesar el limbo superior (Edwards K, 1999). Para facilitar la observación se puede colocar un espejo rectangular pequeño (2.5 x 1.5 cm) entre la mejilla y el párpado inferior del paciente (figura 16), se inclina el espejo mientras el paciente esté mirando hacia abajo hasta que el espejo refleje el ojo.

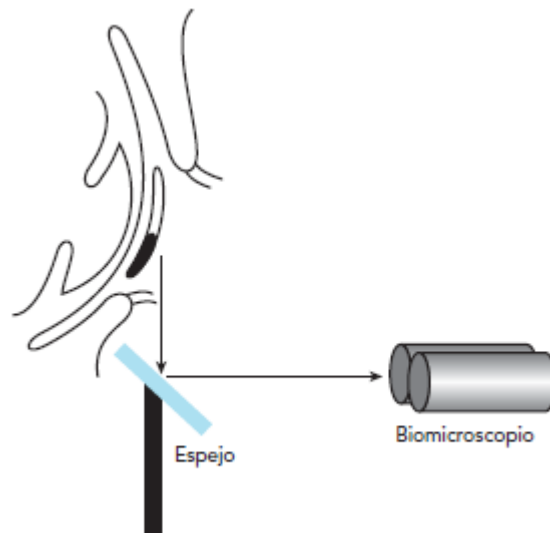


Figura 16: Espejo para poder ver LC en posición de mirada hacia abajo.

El segmento inferior debe estar frente a la pupila (figura 17), de esta manera se obtiene una buena posición de visión de cerca con la mirada hacia abajo. La imagen ha sido captada con el procedimiento del espejo descrito en la figura 16.



Figura 17: Segmento inferior para visión de cerca frente a pupila

Para medir la altura del segmento, se debe medir la distancia desde el borde inferior de la lente o del párpado inferior (donde debe colocarse la lente en posición primaria de mirada) hasta la parte inferior del margen de la pupila (Terry R et al., 1989) (figura 18). Otra opción es que la altura del segmento debe estar 1 mm por debajo del centro geométrico de la lente (Bennett ES et al., 2004).

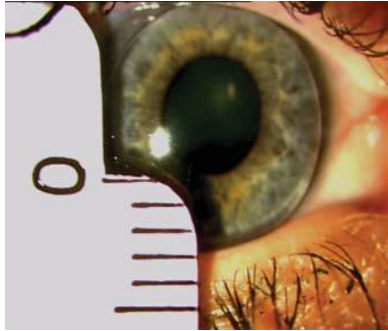


Figura 18: Medida de la altura del segmento.

Los diseños de LC RPG alternantes segmentados están indicados para personas con:

- Tensión en el párpado inferior de moderada a fuerte, con el párpado inferior por encima del limbo inferior (Papas E et al., 2009).
- Necesidad de Ad alta ($\geq 3D$) (Bennett, 2008).
- Tamaño pequeño de pupila en condiciones de iluminación normal (Papas E et al., 2009).
- Hipermétropes, si el diseño es truncado puede requerir menos prisma para la estabilización, con lo que se obtiene una lente más fina que también ayuda al centrado y aumenta la transmisión de oxígeno (Sorbera L et al., 2009).
- Exigencias visuales altas en las tareas de cerca (Soana CL, 2006).

2.2.4.1.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 para compensar la visión de cerca (figura 19).

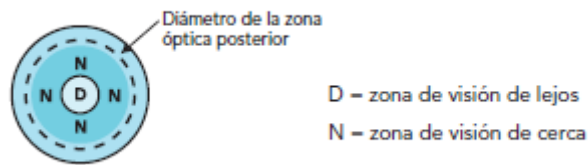


Figura 19: Diseño concéntrico

En posición primaria de mirada, se puede obtener la visión de lejos a través del centro de la lente (figura 20). Cuando la mirada cambia hacia abajo, para realizar tareas de visión de cerca, se podrá enfocar a través del anillo circúndate donde se encuentra la potencia de cerca (figura 21).

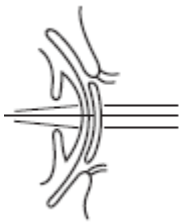


Figura 20: Visión de lejos

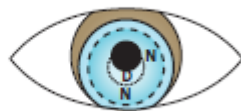


Figura 21: Visión de cerca

2.2.4.2. LC Blandas:

Existen en el mercado LC de hidrogel para visión alternante pero normalmente los diseños empleados por los profesionales son los de RPG. Son utilizados en principio en casos de intolerancia al material RPG o bien en pacientes con tensión palpebral flácida y aperturas palpebrales estrechas (Soana C.L, 2006).

2.2.5. Lentes de contacto de visión simultánea.

Se basan teniendo en cuenta la siguiente propiedad del procesamiento visual a nivel cerebral: “Cuando existe más de un foco en retina, el sistema visual selecciona la imagen más nítida”. Por tanto, el cerebro elegirá selectivamente la imagen retiniana apropiada según las necesidades.

En este tipo de lente se forma tanto la imagen de lejos como la imagen de cerca de manera simultánea sobre la retina del ojo del paciente, dependiendo de dónde esté situado el objeto una estará enfocada y la otra estará desenfocada (bien por delante, bien por detrás de la retina en función de la distancia del objeto). Para una verdadera visión simultánea, las áreas de lejos y cerca de la lente deberían encontrarse dentro del área pupilar (Bennett ES et al., 2005).

La lente en los diseños de visión simultánea tiene que permanecer centrada en todo momento con la pupila, formando imágenes en la retina de forma simultánea a través de los diversos focos (Soana CL, 2006). La inclusión de zonas con diferente potencia refractiva crea diferentes planos focales, quedando unos enfocados en el mismo plano retiniano simultáneamente con los círculos de confusión de los planos focales situados antes y después de la retina. En la figura 22, se representa un trazado de rayos a través de las distintas zonas de una LC multifocal de visión simultánea y su repercusión en la distribución de la energía luminosa en el plano de la retina.

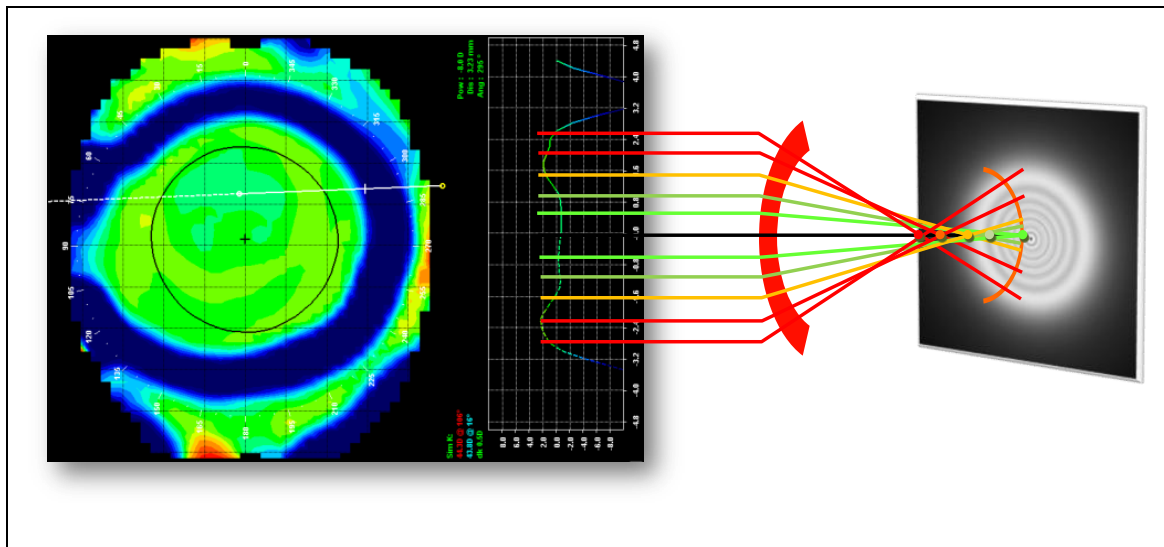


Figura 22: Topografía LC multifocal de visión simultánea

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 E et al., 2008). Los pacientes que utilizan este tipo de solución para la presbicia pueden referir una reducción en la calidad de visión al principio de su adaptación, que remite progresivamente con el paso del tiempo.

Se fabrican tanto en materiales de hidrogel como en materiales RPG. Y según el diseño se pueden clasificar de la siguiente manera:

2.2.5.1. Difractivas.

2.2.5.2. Asféricas.

2.2.5.2.a. Asféricas Centro-Lejos.

2.2.5.2.b. Asféricas Centro-Cerca.

2.2.5.3. Diseño concéntrico.

2.2.5.1. Difractivas.

Las lentes difractivas utilizan el principio de la difracción para generar dos focos, (figura 23) uno para lejos y otro para cerca mediante la incorporación de anillos difractivos en la parte central de la lente.

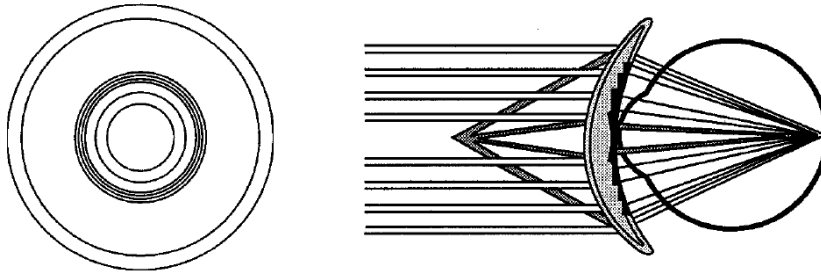


Figura 23: Lente difractiva. Imagen frontal (izquierda) y lateral (derecha)

La diferencia entre la curvatura de la parte anterior y posterior de la lente consigue la potencia necesaria para la corrección del error refractivo de lejos y mediante los anillos se obtiene la Ad y consecuentemente potencia para cerca. Estos diseños son pupilo-independientes.

En la figura 24, se muestra una LC multifocal difractiva en la que se puede apreciar con reflexión especular las ranuras de la superficie posterior de la lente.

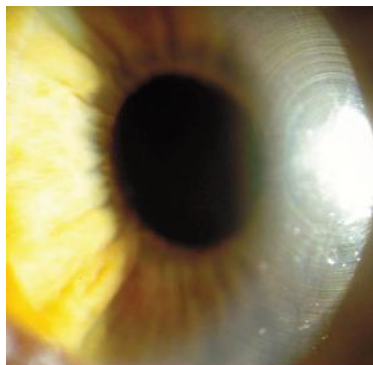


Figura 24: LC multifocal difractiva

2.2.5.2. Asféricas.

Las lentes asféricas tiene un cambio gradual de la curvatura en una de sus superficies (anterior o posterior) basados en la geometría de las secciones cónicas.

Actualmente existe una alta variedad de diseños progresivos asféricos en el mercado, y la tasa de éxito en la adaptación es alta, alrededor de un 75% (Lieblein JS, 2000).

Ante un diámetro pupilar grande (de 5 mm o más con iluminación fotópica), no sería aconsejable adaptar un diseño de LC multifocal asférica, debido a las imágenes fantasma que se pueden observar en visión de lejos con iluminación baja, sobre todo al conducir de noche (Bennett ES, 2008).

Algunos pacientes experimentan borrosidad en la visión de cerca, normalmente debido a una Ad insuficiente, limitación que presentan alguno de estos diseños asféricos, aunque cualquier mejora demostrada en la visión de cerca puede ser el resultado de un aumento de la profundidad de foco y no del aumento de la potencia de cerca (Martin JA et al., 2003).

2.2.5.2.a. Asféricas Centro-Lejos.

Se compone de una cara posterior esférica cuya zona óptica (ZO) está destinada para visión de lejos, y periferia con una potencia progresivamente mayor para la compensación de la visión de cerca (figura 25).

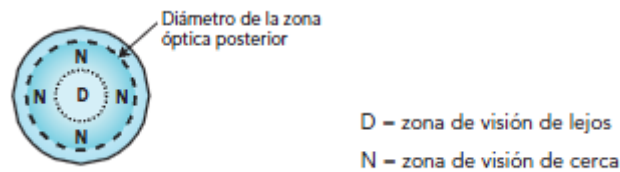


Figura 25: Diseño asférico Centro-Lejos

Este diseño es pupilo-dependiente, en visión de cerca se produce una contracción pupilar que puede impedir la visión cerca. Las altas Ads afectan de forma negativa a la visión de lejos, especialmente en condiciones de baja iluminación y también en el caso de bajo contraste (Ardaya D et al., 2004). Alcanzaremos mayor Ad para la visión de cerca cuanto mayor sea la excentricidad de la curva posterior.

Para una correcta adaptación de este diseño, la lente debe tener un movimiento mínimo y debe estar bien centrada sobre el eje visual, pues una lente descentrada produce un aumento de las aberraciones y por consiguiente un empeoramiento de la visión.

2.2.5.2.b. Asféricas Centro-Cerca.

La potencia de cerca se encuentra en la parte central de la lente, mientras que la potencia de lejos se encuentra en la periferia de la lente (figura 26). Podemos decir que este tipo de diseño de LC es el contrario al descrito en el apartado anterior (centro-lejos).

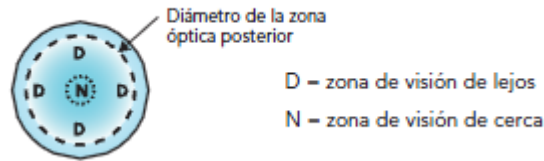


Figura 26: Diseño asférico Centro-Cerca

Para una buena adaptación con este tipo de diseño de LC es importante conseguir un buen centrado y movimiento de la lente (Soana CL, 2006), en el caso que esto no se produzca aparecen problemas relacionados con deslumbramientos y una mala visión principalmente nocturna y a la hora de conducir (Sun Chu B et al., 2009).

2.2.5.3. Diseño concéntrico.

Presenta la potencia de lejos en la parte central de la lente, con anillos concéntricos que alternan potencia de lejos y de cerca. La curva de transición entre las zonas refractivas concéntricas es invisible. Como inconveniente, este diseño no posee foco de visión intermedia (figura 27).

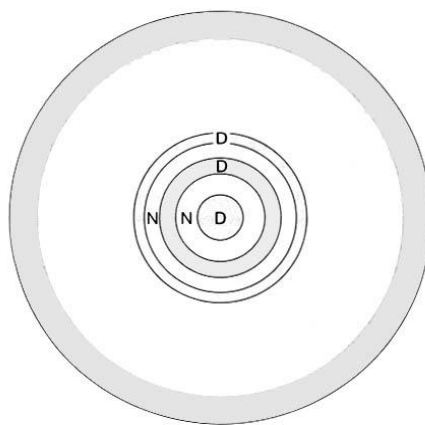


Figura 27: Diseño de la lente Acuvue Bifocal

Este diseño intenta minimizar los efectos fóticos en bajas iluminaciones cuando la pupila aumenta de tamaño. En condiciones altas y bajas de iluminación, queda favorecida la visión de lejos (Rigel LE, 1998). Y además posee como ventaja un ratio más equilibrado de división de luz en condiciones de iluminación ambiente.

2.2.6. Lentes de contacto multifocales híbridas.

Es una LC cuyo diseño es concéntrico, con un centro rígido y periferia blanda (Celia F, 2006). De diseño muy reciente y prometedor, para aquellos pacientes presbitas que necesitan corrección de astigmatismo, pero no logran alcanzar adaptación o comodidad con un diseño de LC de RPG. Combina la calidad óptica que se obtiene con una lente RGP con la comodidad de una LC blanda.

2.3. Perspectiva histórica.

Feinblon, 1938, fue el primero que utilizó LC bifocales, eran LC esclerales con subdivisiones en la zona corneal para los distintos focos. En 1950, William & Noble, presentan la LC bifocal escleral cuya zona central incluía la refracción para la visión de lejos y la visión de cerca. Akiyama, 1960, muestra una LC en forma de media luna con la corrección en visión de cerca, con la parte descubierta ve de lejos y con la LC ve de cerca. En 1961, Camps & Jessen, obtienen los mejores resultados de la época con la LC Lunicor, una lente prismada, con dos índices de refracción para la zona de visión de lejos y la de visión de cerca. En 1962, Shonges, usa por primera vez una LC multifocal prismada de radios concéntricos. Mandell, 1966, diseña una LC prismada y truncada, con la zona de visión de lejos y visión de cerca separadas por un arco de circunferencia. En 1967, Wesley, diseña una LC basada en anillos y rendijas estenopeicas, dejando un anillo central de 1 mm, corrigiendo presbicia hasta 1,5 D. (Durán de la Colina JA et al., 1998).

En la década de los 80 hasta mediados de los años 90, los resultados obtenidos con lentes multifocales y bifocales presentan limitaciones importantes en resultados de sensibilidad al contraste, estereopsis y AV. En 1987, McGill E, Arnes K, Erickson P et al. (McGill E et al., 1987) realizan un estudio con LC bifocales y multifocales 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 MJ et al., 1989), realizan un trabajo comparando monovisión y LC bifocales, obteniendo un mayor índice de éxito con monovisión (67%) que con LC bifocales (33%). Lo mismo ocurre con un estudio comparativo realizado por

Erickson y Schor, en 1990 (Erickson P et al., 1990), donde de nuevo los valores obtenidos en monovisión son mejores que con LC bifocales. En 1992, Back, Grant y Hine (Back A et al., 1992) realizan un trabajo de investigación comparando lentes de contacto hidrofílicas (LCH) bifocales y LO, los autores obtuvieron una disminución significativa en visión próxima con LCH bifocales en relación a LO. 1994, Shapiro y Bredeson (Shapiro MB et al., 1994), realizan un estudio con LC multifocales, y llegan a la conclusión de que la visión es apenas “aceptable” en la mayor parte de los pacientes.

Desde mediados de los 90 y hasta la actualidad, aparecen distintos estudios que demuestran que los nuevos diseños, sin estar exentos de determinadas limitaciones, mejoran significativamente las expectativas de la corrección de la presbicia con LC. 1996, Key, Morris y Mobley (Key JE et al., 1996) en un estudio llevado a cabo con LCH multifocal concéntrica, obtienen como principal resultado que el 80% de los pacientes se mostraron interesados en continuar usando las LC tras el estudio. 1996, Anderson, Bierly, Litteral et al., (Anderson CW et al., 1996), realizaron un estudio con LC RPG, obtuvieron una buena AV de lejos y cerca, con ligera disminución de la CSF en cerca. En 1999, Kirschen, Hung y Nakano (Kirschen DG et al., 1999) realizan un estudio comparando LCH bifocal versus monovisión, sus principales resultados fueron una ligera disminución de la AV monocular, mayor estereopsis y menos supresión con LCH bifocal. En 2001, Alongi, Rolando, Corallo et al. (Alongi S et al., 2001) realizaron un estudio comparativo con LC bifocal, multifocal y monovisión, midiendo la sensibilidad a la luz en el campo central, mediante campimetría computerizada, así como el grado de satisfacción por parte de los pacientes, obteniendo los mejores resultados con LC multifocales. Guillon y Cols, 2002 (Guillon M et al., 2002) compararon bifocal multizona

versus multifocal Ad fija, el resultado fue mejor con lente bifocal multizona que con Ad fija, particularmente en bajas Ads. En 2003, Soni y colaboradores (Soni PS et al., 2003), analizaron una LCH bifocal versus LCH multifocal experimental (difractiva/refractiva), obtienen una mejor visión y respuesta subjetiva con los diseños experimentales de LCH multifocales. Rajagopalan y colaboradores, 2006 (Rajagopalan AS et al., 2006), realizan un estudio comparativo con LC RGP multifocal, LCH bifocal multiconcéntrica, LC RPG monovisión y LO. Se obtiene como resultado una mayor agudeza binocular de alto y bajo contraste y CSF con RGP multifocales. En 2006, en el estudio de Richdale y colaboradores (Richdale K et al., 2006), realizado con monovisión y LCH multifocal consecutivamente, el 74% de los pacientes prefirieron multifocalidad frente a monovisión y se obtuvo una mayor estereogudeza con monovisión. En 2008, Sanders, Wagner y Reich (Sanders E et al., 2008), realizan un estudio para evaluar la AV de lejos en pacientes con LCH multifocales, el resultado fue bueno para test de alto contraste y alta iluminación y disminuyó en condiciones de bajo contraste. Un estudio realizado por Eric B. Papas et al, 2009 (Eric B. Papas et al., 2009), evalúan el rendimiento de LC multifocales para la presbicia a corto plazo, llegando a la conclusión de que una primera evaluación no es relativamente representativa del rendimiento posterior durante el periodo en que se llevan las LC multifocales. En 2010, Ferrer-Blasco y Madrid-Costa (Ferrer-Blasco T et al., 2010) realizan un estudio para analizar la estereogudeza con LC multifocales de visión simultánea, los resultados obtenidos fueron que las LC del estudio proporcionan una buena AV y una buena estereopsis.

2.4. Estado actual. Justificación.

Todos aquellos pacientes que han sido adaptados con LC en los años 70 y que actualmente comienzan con la presbicia, demandan muchos de ellos una corrección de la misma sin gafas y seguir utilizando LC. A pesar del enorme potencial, solamente entre 5-10% de las nuevas adaptaciones en pacientes présbitas son realizadas con LC multifocales para la presbicia (Morgan PB et al., 2011).

Considerando el impacto económico de la solución de la presbicia, actualmente este es uno de los campos con mayor potencial de crecimiento en el ámbito de las soluciones oftálmicas para la compensación visual. La industria de LC, totalmente consciente del envejecimiento demográfico, se ha vuelto más activa en la última década para sacar al mercado nuevos diseños de LC multifocales. En Estados Unidos y Reno Unido, la población présbita representa el segmento de mayor crecimiento así como el menos explotado en el mercado de las LC (Bennett ES et al., 2005).

Un estudio reciente, realizado por Morgan PB et al., 2011(Morgan PB et al., 2011), refleja que solamente el 37% de los pacientes présbitas usuarios de LC usan un sistema para compensar la presbicia. Esta baja tasa de prescripción de sistemas para compensar la presbicia sugiere que a la mayoría de los présbitas usuarios de LC se les adapta LC monofocales para visión lejos y utilizan gafas de cerca para lectura y trabajo. En el mismo estudio apunta que la razón principal para la baja tasa de prescripciones de LC monovisión o multifocales es probable que sea una combinación de:

-Carencia de conocimiento técnico, junto con poca seguridad clínica en el producto, por parte de los profesionales que pueden prescribir este tipo de lentes.

-Por parte de los profesionales, el punto de vista es que existe un alto compromiso en la adaptación de las opciones actuales, tanto monovisión como multifocales (Chapman GJ et al., 2010) y existe la posibilidad por parte de los pacientes de no cumplir sus compromisos en la adaptación de dichas lentes y esto podría quizás llevar a que pierdan la confianza en su profesional.

-La no disponibilidad de una lente “perfecta”, que pueda proporcionar comodidad y al mismo tiempo no comprometa la imagen óptica simultánea para todas las distancias.

Todo este tipo de barreras se pueden superar (Efron N et al., 2010) proporcionando por parte de instituciones académicas y profesionales, un mayor conocimiento sobre la adaptación de LC para présbitas. Así como por parte de la industria de LC aumentando la investigación y desarrollo en diseños optimizados de LC multifocales.

Un dato importante para analizar, es que para los pacientes présbitas, el ratio total de prescripción de LC multifocales blandas es el 25%, tres veces mayor que para los que se prescriben LC monovisión blandas que es el 7% (Morgan et al., 2011). Esto es indicativo de un alto nivel de aceptación de las LC multifocales blandas por parte de los profesionales que prescriben LC para la corrección de la presbicia. Si comparamos los datos citados anteriormente en el estudio llevado a cabo en Australia por Morgan y colaboradores (2011) (Morgan PB et al., 2011), con el estudio realizado por Sweeney y colaboradores (1991) (Sweeney DF et al., 1991), realizado también en Australia en 1988-1989, donde la prescripción a présbitas con LC multifocales blandas era de 9% frente a la de LC monovisión blandas que constituía el 27%. Vemos que existe una

preferencia actual de prescribir LC multifocales sobre la corrección LC monovisión, y esto es representativo del cambio que se ha producido en los patrones de adaptación de LC para presbítas si se compara con las adaptaciones realizadas hace 20 años.

En el estudio más actual (Morgan et al., 2011) las LC rígidas representan el 17% de todas las LC multifocales prescritas, indicativo de que existe una parcela importante ocupada por dichas lentes dentro de la totalidad de adaptaciones a presbítas. Actualmente (Morgan et al., 2011), cuando se corrige la presbicia con LC, se adaptan 3,6 veces más lentes multifocales que monovisión.

En los últimos años han salido al mercado muchos diseños de LC blandas, la mayoría de ellos utilizan el concepto de visión simultánea, es decir la LC dispone de múltiples potencias posicionadas en la pupila al mismo tiempo. Estudios previos (Richdale K et al., 2006) (Guillon M et al, 2002) han evaluado los resultados de calidad visual proporcionados por diferentes LC multifocales blandas de visión simultánea y concluyen, que estas LC multifocales son una buena opción para la corrección de la presbicia en pacientes con un astigmatismo inferior a 1.00D. No obstante, la prescripción de LC tóricas blandas para la corrección del astigmatismo presentan un aumento significativo. Un estudio realizado a nivel mundial sobre la prescripción de LC (Morgan PB et al., 2010), ha mostrado que el 22% de las LC prescritas a pacientes para uso diario eran LC tóricas. En el Reino Unido la prescripción de LC blandas tóricas casi se ha duplicado en la pasada década (Morgan PB et al., 2010). En Estado Unidos, las LC tóricas blandas representan el 35% de las adaptaciones de lentes blandas en 2009 frente al 20% en 2003 (Morgan P et al., 2004). En la población general, hay varios estudios (incluido uno con más de 2500 niños en Estados Unidos) que han demostrado

que la prevalencia del astigmatismo $\geq 1.00D$ es de aproximadamente el 30% (Kleinstein RN et al., 2003). En cuanto a la población que utiliza LC, se estima que el 45% de los usuarios tienen un astigmatismo $\geq 0,75$ dioptrías (Holden BA, 1975). Existen distintos estudios (Dabkowski JA et al., 1992) (Richdale K et al., 2007) que confirman que los pacientes con astigmatismo bajo a moderado (0.75D a 1.25D) tienen una mejor AV con LC tórica que con LC esférica equivalente. Por lo tanto, es lógico pensar que estos usuarios de LC tóricas monofocales blandas que desarrollarán presbicia estarán interesados en utilizar LC tanto para visión de lejos como de cerca.

Recientemente, CooperVision (Faipot, NY) ha introducido en el mercado la LC Proclear Multifocal Toric. Esta LC multifocal se fabrica para uso mensual y está diseñada para compensar tanto el astigmatismo como la presbicia.

2.5. Objetivo de la tesis.

El objetivo de esta tesis es establecer si el uso de las LC tóricas multifocales de visión simultánea pueden corregir de una manera sincrónica, el astigmatismo y la presbicia obteniendo resultados satisfactorios.

2.6. Hipótesis.

Las LC tóricas multifocales de visión simultánea pueden ser una buena opción para compensar al mismo tiempo el astigmatismo y la presbicia de forma correcta.

METODOLOGÍA

3. Metodología.

3.1. Sujetos.

Este estudio 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 con astigmatismo, cuyas características se muestran en la tabla 1, el rango de edad de los pacientes fue de 45 a 65 años.

Los sujetos mostraban un valor de diámetro de pupila de 3.46 ± 0.23 mm y de 5.32 ± 0.36 mm para niveles de iluminación fotópica y mesópica, respectivamente. La AV monocular con la mejor corrección fue de 20/20 (0 logMAR). El promedio de error refractivo fue de -0.51 ± 2.01 D para el valor esférico y de -1.36 ± 0.78 D para el valor cilíndrico.

Referente a la distribución de sexos, la muestra está formada por 16 mujeres (80%) y 4 hombres (20%), mostrando un sesgo hacia el sexo femenino, según un estudio realizado por García Serrano y López Raya (García Serrano JI et al., 2002) la presbicia no se ve alterada por el sexo, pero sí el sexo femenino representa claramente a la población portadora de LC, en la que entre un 56-75% de los portadores de LC son mujeres. En España un 66% de los portadores de LC son del sexo femenino (Morgan PB et al., 2008). Podemos de esta manera considerar que el grupo de sujetos elegidos para el estudio es representativo de la población usuaria de LC actual.

Características de los pacientes participantes	
<i>Característica</i>	<i>Valor</i>
Edad Media (años) \pm DE [rango]	51.40 \pm 7.04 [de 45 a 65]
Hombres/Mujeres	4/16
Esfera Media (D) \pm DE [rango]	-0.51 \pm 2.01 [de -3.00 a +3.00]
Cilindro Medio (D) \pm DE [rango]	-1.36 \pm 0.78 [de -0.75 a -2.75]
Adición Media (D) \pm DE	1.88 \pm 0.77 [1.00 a 3.00]
Pupila Fotópica (mm) [rango]	3.46 \pm 0.23 [de 3.00 a 3.50]
Pupila Mesópica (mm) [rango]	5.32 \pm 0.36 [de 4.50 a 5.50]

Tabla 1: Características de los pacientes. DE = desviación estandar, Fotópica: 85 cd/m²; Mesópica 3 cd/m².

3.1.1. Criterios de inclusión.

- Edad comprendida entre los 45 y 65 años.
- Comprometerse a cumplir el protocolo de visitas.
- Binocularidad normal.
- AV monocular con la mejor corrección de 20/20 (0 logMAR).
- Compromiso a usar las LC utilizadas en el estudio de una manera correcta, de acuerdo a las normas de higiene.

3.1.2. Criterios de exclusión.

- Embarazo o lactancia.
- 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 las LC.
- Padecer enfermedad de la superficie ocular como opacidad corneal, síndrome de ojo seco, defectos epiteliales recurrentes, uveítis, queratocono, infección u otras.
- 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, como diabetes, artritis, hipotiroidismo, hipertiroidismos, entre otras.
- Medicación sistémica que pueda afectar al uso de LC, como antidepresivos, ansiolíticos, antiparquisonianos, antihistamínicos, anticolinérgicos, antipsicóticos, antipertensivos arteriales.

3.1.3. 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 LC.

- Cumplimiento de alguno de los criterios de exclusión a lo largo del estudio.

3.2. Lentes de Contacto.

Los sujetos utilizaron las LC en la modalidad de remplazo mensual. Se adaptó de manera aleatoria la LC Proclear Multifocal Toric y la LC Proclear Toric (Cooper-Vision, Fairport, NY). Los pacientes llevaron un mes cada una de las LC.

3.2.2. Parámetros.

Los parámetros de ambas lentes, se describen en la tabla 2.

Parámetros	Proclear toric	Proclear Multifocal Toric
Radio base	8.80 mm	8.40 /8.80 mm
Diámetro	14.40 mm	14.40 mm
Espesor*	0.11 mm	D:0.18 mm N:0.15 mm
DK	27	25
Material	Omalficon A con PC	Omalficon A con PC
Hidratación	62%	59%
Esferas	+6.00 a +10.00	+20.00 a -20.00
Cilindros	-0.75 a -5.75 en pasos 0.50 D	-0.75 a -5.75 en pasos 0.50 D
Ejes	0º a 180º en pasos de 5º	0º a 180º en pasos de 5º
Adición		+1.00 a +4.00 en pasos 0.50 D
Reemplazo	Mensual	Mensual
Mantenimiento	Única/ peróxido	Única/Peróxido
Tinte de manipulación	Azul	Azul

Tabla 2: Parámetros de las LC, Proclear tórico y Proclear multifocal tórico. *Espesor de centro para una lente de (-3.00) D.

3.2.2. Material.

Ambas lentes están fabricadas con el mismo material, Omalficon A, perteneciente al Grupo II de la FDA, con un contenido en agua del 62% en el caso de la Proclear toric y del 59% en la Proclear Multifocal toric. Omalficon A, es una sustancia natural encontrada en todas las membranas celulares, que permite a células contiguas vivir en proximidad sin provocar una respuesta biológica. El contenido de fosfodilcolina hace que la lente sea biológicamente compatible con las estructuras oculares. La lente Proclear con su tecnología PC (figura 28) posee gran afinidad por el agua. Dicha afinidad con el agua da lugar a una alta resistencia a la deshidratación y a la formación de lípidos y proteínas procedentes de la lágrima, esto alcanza un valor mayor en personas de edad con sequedad ocular.

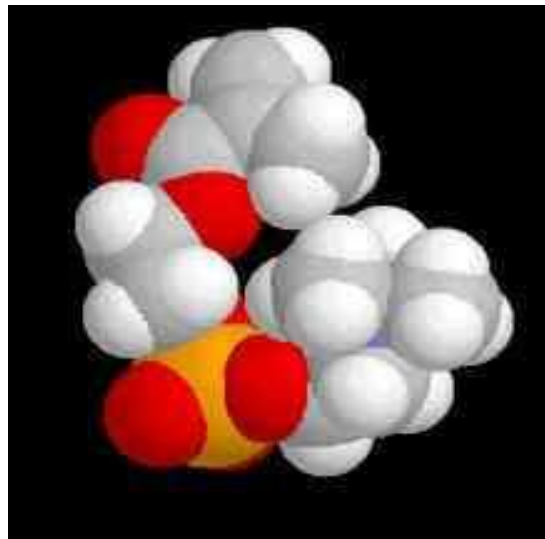


Figura 28: Modelo de un grupo PC

El grupo PC, como podemos observar en la figura 29 y 30, atrae numerosas moléculas de agua de alrededor, dificultando por cargas energéticas que otros materiales se adhieran a las superficies PC, como podría ser el caso de depósitos y proteínas, facilitando de esta manera una mejor conservación de la limpieza de la superficie de la lente, así como el paso de oxígeno hacia la córnea.

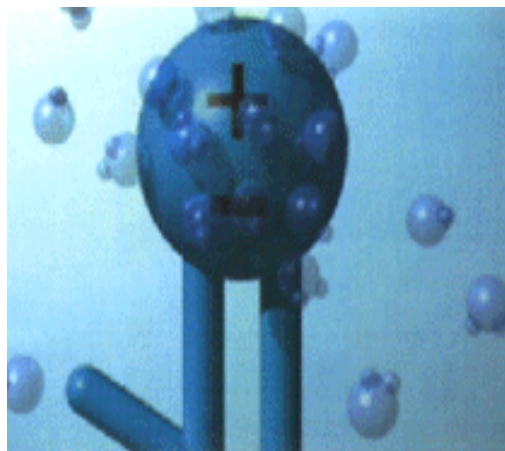


Figura 29: Grupo PC



Figura 30: Grupo PC

3.2.3. Diseño.

3.2.3.1. Diseño Proclearn Toric.

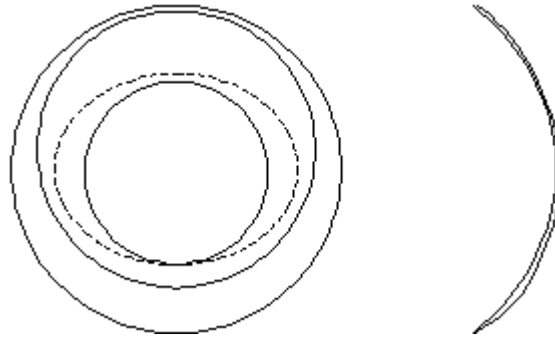


Figura 31: Diseño Proclearn Toric.

La LC Proclearn Toric, tiene una geometría de toro interno con prisma balastrado como sistema de estabilización, posee tres marcas (figura 32) a las seis horas, separadas entre sí 15°.

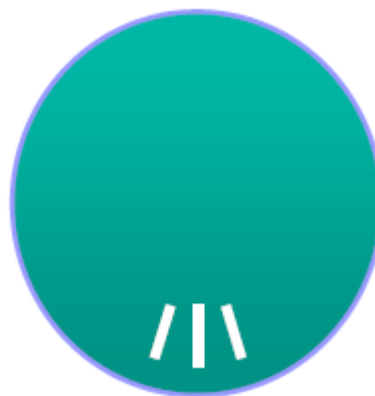


Figura 32: Marcaje 15° separación (5.30, 6.00, 6.30)

3.2.3.2. Diseño Proclear Multifocal Toric.

Según el fabricante la LC, Proclear Multifocal Toric, se caracteriza por un diseño de imagen simultánea, que permite enfocar al mismo tiempo objetos a diferentes distancias. El diseño de estas lentes es un sistema de geometrías asimétricas, que combina la adaptación de una lente dominante en visión de lejos en el ojo dominante, con otra dominante en visión próxima en el ojo no dominante. La lente “D” tiene un diseño esférico centro-lejos que se adapta en el ojo dominante, y la lente “N” con diseño esférico centro-cerca se adapta en el ojo no dominante.

La lente “D” presenta una zona central esférica de 2.3 mm de diámetro optimizada para visión de lejos, seguida por una zona anular esférica de 5.0 mm de diámetro y, finalmente, una zona anular esférica de 8.5 mm de diámetro, aumentando en ambas zonas la potencia de la Ad (figura 33).

De manera contraria, la lente “N” presenta una zona central esférica de 1.7 mm de diámetro, optimizada para visión de cerca, seguida por una zona esférica anular de 5.0 mm de diámetro y una zona final esférica de 8.5 mm de diámetro (figura 34), ambas reduciendo la potencia de la Ad.

Es decir, en este tipo de diseño de LC, ciertos anillos de la lente son esféricos para cubrir la visión de lejos y la visión de cerca, mientras que la región de visión intermedia es esférica para conseguir una Ad progresiva de la potencia.

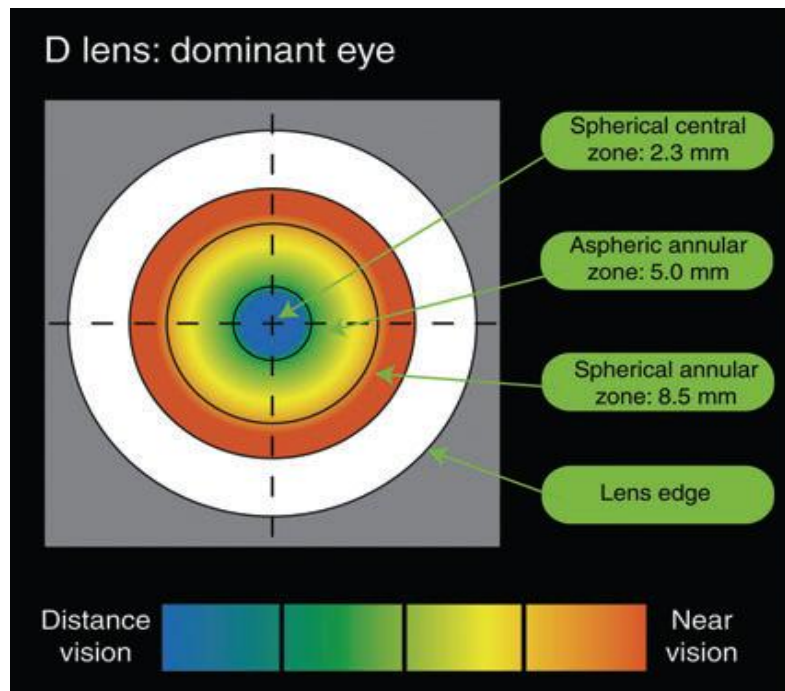


Figura 33: Diseño (distribución de potencia) de la lente Proclear Multifocal Toric, para el ojo dominante, diseño “D” centro-lejos.

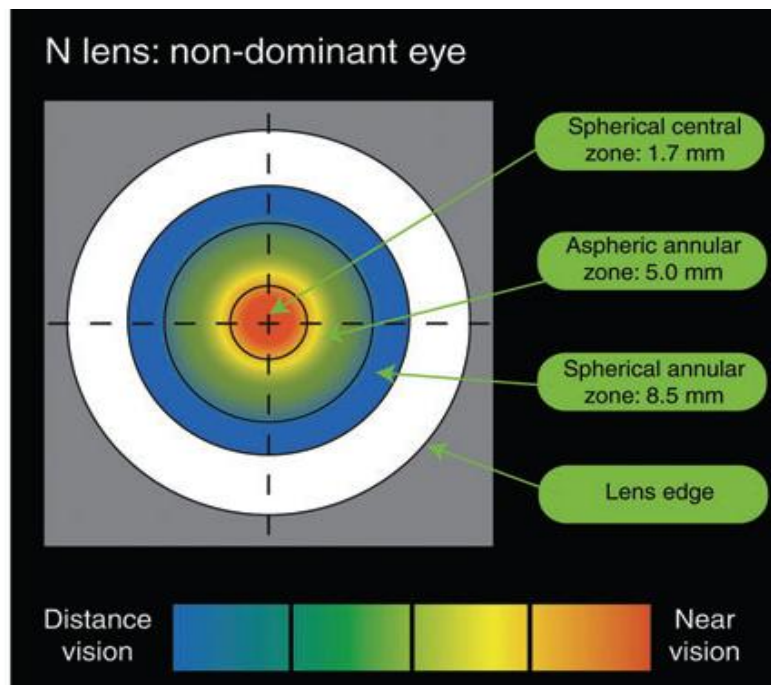


Figura 34: Diseño (distribución de potencia) de la lente Proclear Multifocal Toric, para el ojo no-dominante, diseño “N” centro-cerca.

En la figura 35, se muestra como ambos diseños poseen un gradiente de potencia del centro a la periferia.

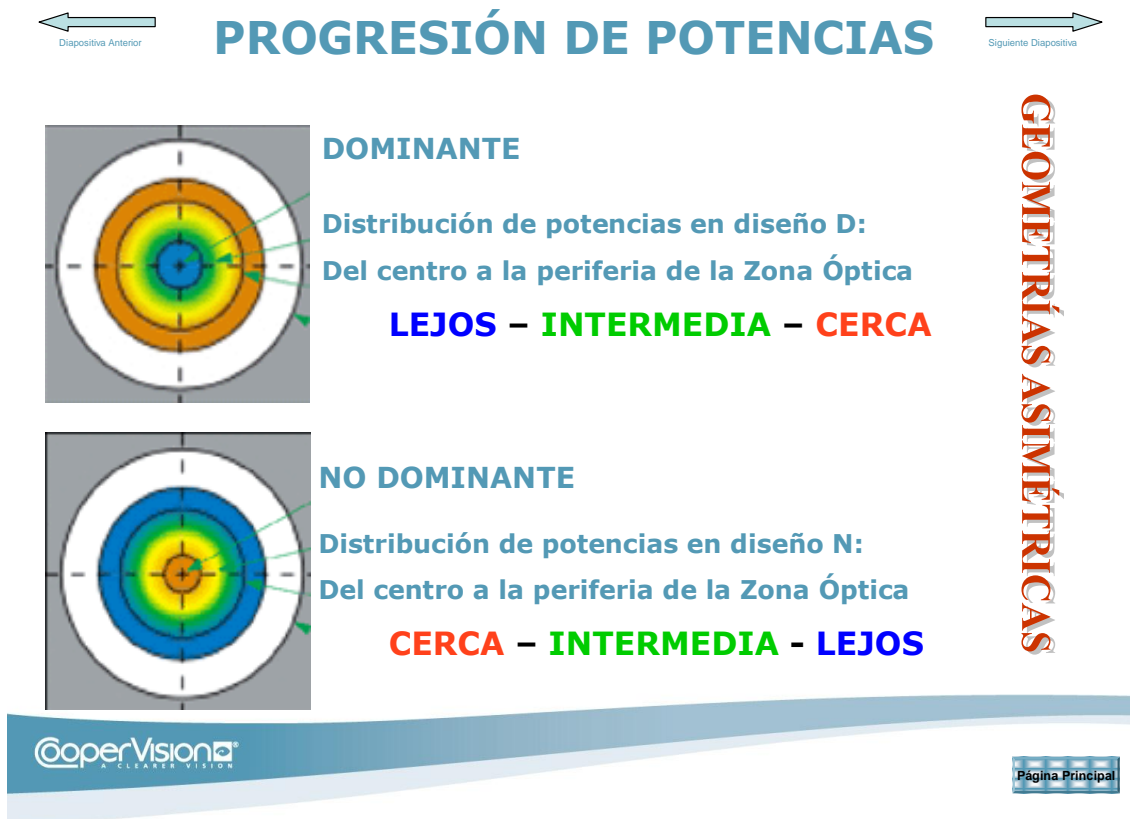


Figura 35: Progresión de potencias. Lente “D”, del centro a la periferia, lejos-intermedia-cerca. Lente “N”, del centro a la periferia, cerca-intermedia-lejos.

La lente presenta dos marcas a las 3 y a las 9, (figura 36 y 37), para poder evaluar con mayor facilidad la toricidad, movimiento, posición y centrado de la lente. Esta es la única LCH de reemplazo mensual disponible actualmente que permite la corrección activa del astigmatismo al tiempo que corrige la presbicia. La superficie anterior es multifocal mientras que la superficie posterior es tórica estabilizada por prisma balastro. Este diseño se presenta en la figura (36) para la lente de diseño dominante y (37) para la lente de diseño no dominante.

D LENS: DOMINANT EYE

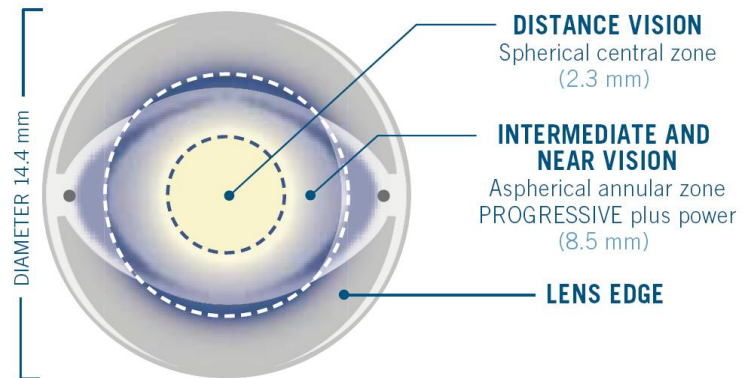


Figura 36: LC diseño "D".

N LENS: NON-DOMINANT EYE

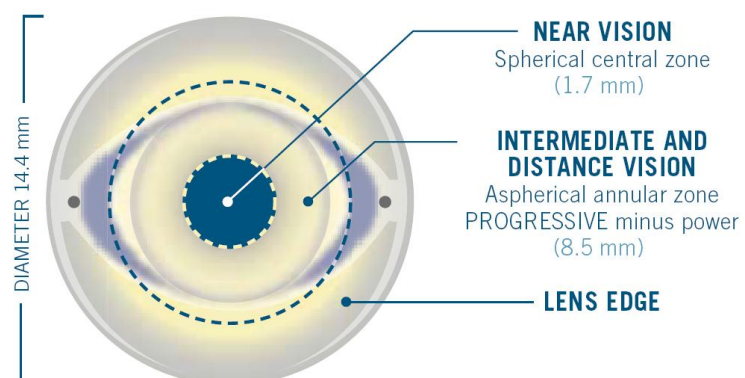


Figura 37: LC diseño "N".

3.3.Toricidad de la lente de contacto. Estabilización.

A pesar de los avances en el diseño de las LC tóricas blandas durante los últimos 20 años, avances que han aumentado las opciones y variedad de las LC disponibles, los usuarios de LC tóricas suelen quejarse de de la fluctuación o visión variable (Zikos GA et al., 2007), en particular aquellos con un cilindro alto (Snyder C, 1997). Los usuarios de LC tóricas son vulnerables a la fluctuación visual causada por la inestabilidad rotacional en el ojo (Guo HQ et al., 2010), e incluso a los efectos combinados de descentramiento de la lente e inestabilidad rotacional (Remon L et al., 2006).

La lente tórica alinea su eje de corrección cilíndrica con el eje del error astigmático para neutralizar cualquier error refractivo astigmático existente. Para ayudar a mantener esta alineación se han utilizado varios diseños de estabilización: prisma balastrado, peri-balastrado, prisma reverso, zonas finas (ejemplo doble slab-off), superficie posterior tórica, biselado, truncado, o bien sus diversas combinaciones en un mismo diseño de lente (Rusell CH, 2003).

Para poder conseguir una corrección cilíndrica adecuada las LC tóricas deben mantener una orientación estable. La rotación de la lente lleva a una reducción de la potencia cilíndrica efectiva y es prácticamente ineficaz cuando el giro es $\geq 30^\circ$ (Cairns G, 2010). Contrariamente a la creencia popular de que las lentes siempre girarán en sentido nasal, una proporción elevada también pueden girar en sentido temporal (Hanks AJ et al., 1989).

La estabilización y la rotación de la lente son dos de los puntos más importantes en la adaptación de LC tóricas. Que una lente permanezca estable o no

depende de varios factores: La fuerza ejercida por los párpados, dirección del eje del párpado, espesor de la lente y grado miopía (Maltzman B et al., 1984).

Dentro de estos factores que influyen en la estabilización de un lente tórico, son los párpados los que juegan un papel relevante. Las fuerzas de expulsión y compresión de los párpados, la dirección del cierre de los mismos y la presión que el párpado ejerce en relación con el espesor de la lente (Efron N et al., 2001), serán los puntos básicos a tener en cuenta en los diseños de estabilización de las LC tóricas.

El párpado superior ejerce un efecto de compresión sobre la lente con relación a la córnea, y produce un efecto de expulsión donde la lente es empujada hacia abajo, al mismo tiempo la lente es comprimida por el párpado inferior evitando su rotación (figura 38) (Morgan PB et al., 2009).

ESTABILIZACIÓN DE TÓRICOS FUERZA DEL PÁRPADO EN EL LENTE

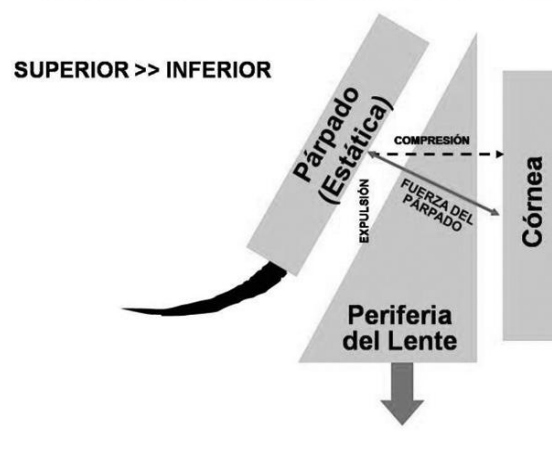


Figura 38: Descripción de las fuerzas de expulsión y compresión que ejercen los párpados sobre la LC.

Forst, 1985, usando técnicas de cine de alta velocidad analizó la acción de cierre de los párpados, denominándola acción de tijera (figura 39), el párpado cierra en dirección temporo-nasal, produciendo un efecto de cierre de cremallera, este efecto puede inducir que la lente tórica tengan tendencia a girar hacia el lado nasal, si se trata del ojo derecho (OD) este puede girar en sentido anti-horario, y si se trata del ojo izquierdo (OI) este puede girar en sentido horario.

ACCIÓN DE TIJERA DEL CERRADO DE LOS PÁRPADOS

(según Frost, 1985)

Margen del párpado superior



Figura 39: Descripción del cierre de los párpados, acción tijera.

La presión que ejerce el párpado en relación con el espesor de la lente es otro de los puntos importante a tener en cuenta para mantener la estabilidad de la lente, el cual está basado en el principio de la semilla de sandía. Si una semilla de sandía es apretada entre el pulgar e índice, esta es rápidamente expulsada desde el espacio convergente (v-formado) entre los dedos. La expulsión es un resultado directo de uno de los dos vectores de fuerza de la presión aplicada por cada dedo por la superficie lisa

de la semilla. Un vector intenta comprimir la semilla, el otro intenta expulsarla. La expulsión es facilitada por la superficie húmeda 'resbaladiza' de la semilla. La analogía de las LC a la semilla de sandía está en el borde del lente, especialmente el uso creado tanto por el prisma de balastre como por la doble zona de adelgazamiento, características de diseño incorporadas en las lentes tóricas. Las lágrimas proveen lubricación y el tono de los párpados provee la presión de 'pellizco' que intenta expulsar la lente debajo de ambos párpados. Es decir, cuando el párpado hace presión sobre la porción de mayor espesor de la lente hace que esta sea expulsada por el párpado.

Como se ha citado anteriormente existen distintos métodos de estabilización para las LC tóricas. Las lentes Proclear Toric y Proclear Multifocal Toric, incluyen dos de estos sistemas, el prisma balastrado y la superficie tórica en la cara posterior (la que está en contacto con la cornea).

El diseño de estabilización prisma de balastre es uno de los primeros métodos de estabilización para LC blandas tóricas. Este diseño de estabilización incorpora en la LC, un prisma base inferior ubicado en la parte inferior de la lente. El prisma utilizado en este diseño de estabilización puede fluctuar entre 1 a 1.5Δ (dioptrías prismáticas) (Desmond F, 1997). Este método de estabilización depende mucho de la fuerza que ejercen los párpados, principalmente la fuerza del párpado superior; el cual utiliza la diferencia de espesor inducida por el prisma base inferior, haciendo que el eje de la LC blanda tórica se oriente al ojo (Westin E et al., 1989). Teniendo en cuenta también que este diseño desplaza el centro de gravedad de la LC hacia la parte inferior (Maltzman B et al., 1984). Es importante mencionar que la ubicación del prisma en la parte inferior

de lente se encuentra dentro del diámetro de la zona óptica posterior (DZOP) de la LC (figura 40).

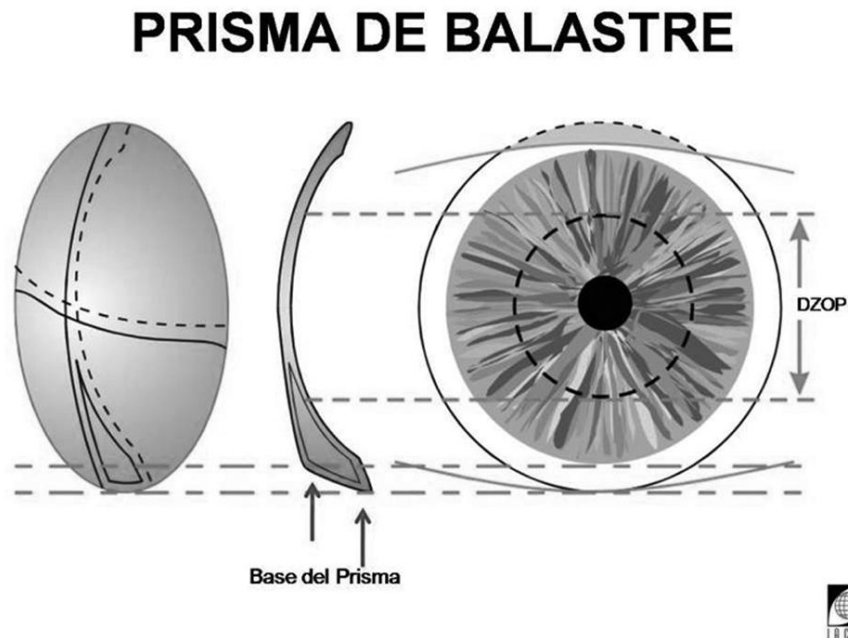


Figura 40: Sistema estabilización prima balastrado.

El peso diferencial entre la parte superior y la inferior de la lente debería hacer que se orientara en descendente con la base del prisma. Hay cierta tendencia a que la base del prisma rote en sentido nasal unos 5-10° al parpadear debido a la tensión del párpado y a la posición del mismo (Resnick S, 2006).

Por otro lado, el aumento de espesor de la lente en la parte inferior por la ubicación del prisma, ocasiona una disminución de la transmisibilidad (Dk/t) de oxígeno en esta zona del lente (Eghbali F et al., 1996), esto puede ocasionar un estado de hipoxia sobre todo con mayor compromiso en los casos de refracciones negativas altas (Soni P et al., 1979). Esta disminución de (Dk/t) puede traer consigo una respuesta vascular (Westin E et al., 1989) sobre todo a nivel del limbo inferior. Es

importante que esta respuesta vascular no sea mayor de 1mm. Este diseño podría causar cierta incomodidad en el párpado inferior por ser más gruesa la lente en la parte inferior (Desmond F et al., 1997).

La influencia del párpado inferior sobre la estabilización de la lente es de menor importancia, sin embargo el párpado inferior induce a la rotación de la lente por el efecto del parpadeo (Young G, 2007).

Se debe también tener en cuenta la posición del párpado y el grado de miopía, ya que ambos factores influyen en la estabilización de la lente (Young G et al., 2002). La potencia de miopía de pequeño valor se asocia con una orientación más estable de la lente (Tran L, 2008), también ayuda a la estabilidad una apertura palpebral pequeña. Las lentes más ajustadas tienen una velocidad de re-orientación más lenta (Bergenske P, 2005).

Cuando una LC tórica gira desde la posición primaria de mirada (PPM), las características de diseño de la lente juegan un papel importante en la realineación de la misma (Arieta CEL et al., 2009). Cuando los párpados se cierran sobre una lente mal orientada, el párpado superior se mueve hacia abajo y nasalmente en un movimiento rápido, seguido de un movimiento temporal más lento hacia la posición abierta. El retorno a la PPM de la lente de doble zona engrosada se retrasa porque la región balastrada más gruesa queda atrapada por el párpado superior. En cambio en la lente de prisma balastrado (figura 41), es menos probable que el párpado superior interactúe para evitar el retorno a la PPM (Russell CH, 2003).

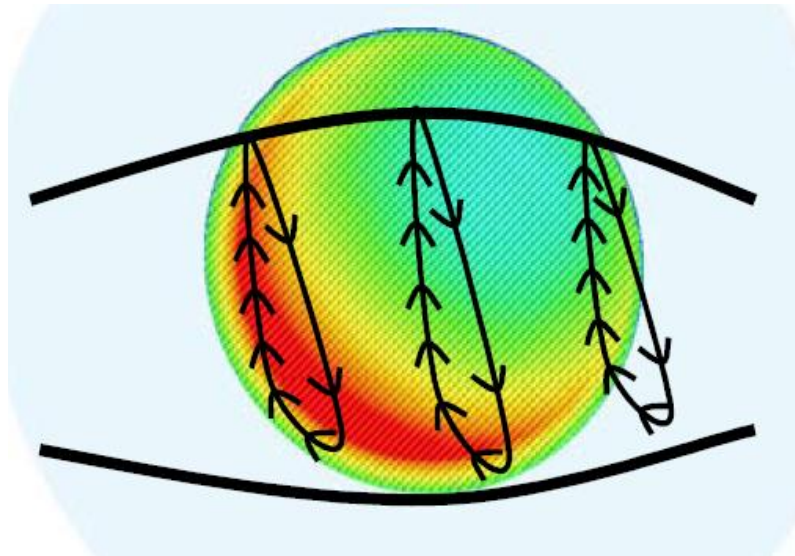


Figura 41: Diseño de prisma balastrado. Las flechas indican la dirección de movimiento del párpado y las fuerzas parpebrales resultantes que se producen durante un parpadeo para evitar el retorno a la PPM.

Tras analizar los factores que influyen en la estabilización y centrado de las LC tóricas, en la presente Tesis Doctoral estos parámetros fueron evaluados de acuerdo con el protocolo clínico del estudio de Chamberlain y colaboradores, 2011 (Chamberlain P et al., 2011). Siguiendo este protocolo clínico y tras un periodo de adaptación de cinco minutos se tomó la AV (LogMAR) de alto contraste para lejos y se evaluó el centrado en la adaptación de la lente estándar, el movimiento y la cobertura corneal utilizando el sistema de los cinco puntos (Morgan PB et al., 2002) descrito en la tabla 3. Las características de la adaptación de la lente tórica se centraron en términos de “rotación” (ángulo entre la marca vertical de la lente y la posición a las seis en punto) y “estabilidad” (lente en grados siguiendo la versión de derecha a izquierda y de arriba abajo). Si la rotación de la lente era superior a 5º, se retiraba la lente y se colocaba una con un eje diferente, que compensara esta rotación, y se repetía el proceso de evaluación.

Parámetros	Descripción	Explicación
Centrado horizontal y vertical	Óptimo	La lente se asienta de forma simétrica sobre el centro de la córnea.
	Ligeramente descentrada	La lente se descentra ligeramente y no se adapta de forma adecuada, pero el limbo no está expuesto.
	Extremadamente descentrada	La lente deja el limbo expuesto.
Cobertura	Extremadamente inadecuada	La lente está parcialmente expuesta.
	Ligeramente inadecuada	La lente solapa el limbo por menos de 0.5 mm, pero no hay exposición corneal.
	Óptimo	La lente solapa el limbo 1.00mm aproximadamente.
	Ligeramente excesivo	La lente solapa la córnea más de 1.00 mm.
	Extremadamente excesivo	La lente solapa la córnea más de 1.5 mm.
Movimiento	Extremadamente inadecuado	La lente no se mueve al parpadear.
	Ligeramente inadecuado	La lente se mueve menos de 0.2 mm al parpadear.
	Optimo	La lente se mueve entre 0.2 y 0.4 mm al parpadear.
	Ligeramente excesivo	La lente se mueve entre 0.4 y 1.0 mm al parpadear.
	Extremadamente excesivo	La lente se mueve más de 1.00 mm al parpadear.

Tabla 3: Sistema de los cinco puntos, para evaluar centrado vertical y horizontal, cobertura corneal y movimiento de las LC.

3.4. Metodología.

3.4.1. Pruebas realizadas.

Todos los sujetos pasaron por un examen ocular completo que incluía:

- Retinoscopía.
- Cover test.
- Medida de pupilas.
- Refracción.
- Revisión en busca de enfermedades sistémicas u oculares.
- Queratometría.
- Oftalmoscopía, exploración de fondo de ojo.
- Biomicroscopía con lámpara de hendidura.

La medida de las pupilas se llevo a cabo con el Pupilometro Colvard (OASIS Medical Inc. Glendora, CA, Estados Unidos). En condiciones fotópicas (85 cd/m^2) y mesópicas (3 cd/m^2).

Tras comprobar que cumplían los requisitos de inclusión estipulados para el estudio, se adapto las LC. Como se ha explicado anteriormente el centrado, la cobertura corneal y el movimiento de las lentes en la adaptación se evaluó utilizando el sistema de cinco puntos (Morgan PB et al., 2002) (tabla 3).

En el momento de la adaptación de la LC Proclear Multifocal Tóric, se siguió el nomograma aconsejado por la casa comercial para la selección de la LC. Por su diseño

Dominante/ No dominante, es necesario determinar el ojo dominante. Se realizó mediante el test de dominancia sensorial, lente (+2 D).

- **Test de dominancia sensorial, lente (+2 D).** Dicho test binocular se realiza de la siguiente manera. Para un paciente de AV (decimal) de la unidad, se coloca un test de AV igual a 0.7, y alternativamente colocamos en un ojo y en el otro una lente de +2 D, aquel ojo que note mayor borrosidad es el ojo dominante.

Se midió la AV LogMAR con ambas LC, con el instrumento Functional vision analyzer (Stereoptical Co, USA), (figura 42). De manera binocular y monocular (ojo Dominante/No dominante), en condiciones fotópicas de lejos y de cerca, y en condiciones mesópicas de lejos (tabla 4).

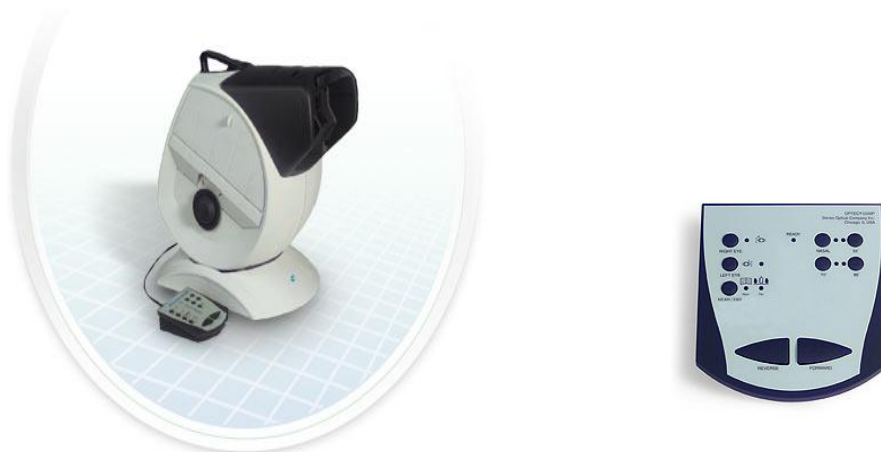


Figura 42: Functional vision analyzer. Detalle Functional vision analyzer (Stereoptical Co, USA).

Medida de A.V	Condiciones de luz	Modo	LC
AV. Lejos	Fotópicas	Binocular	Proclear Multifocal Toric
AV. Cerca	Fotópicas	Binocular	Proclear Multifocal Toric
AV. Lejos	Mesópicas	Binocular	Proclear Multifocal Toric
AV. Lejos	Fotópicas	Monocular. Ojo Dominante	Proclear Multifocal Toric
AV. Cerca	Fotópicas	Monocular. Ojo Dominante	Proclear Multifocal Toric
AV. Lejos	Mesópicas	Monocular. Ojo Dominante	Proclear Multifocal Toric
AV. Lejos	Fotópicas	Monocular. Ojo No Dominante	Proclear Multifocal Toric
AV. Cerca	Fotópicas	Monocular. Ojo No Dominante	Proclear Multifocal Toric
AV. Lejos	Mesópicas	Monocular. Ojo No Dominante	Proclear Multifocal Toric

Medida de A.V	Condiciones de luz	Modo	LC
AV. Lejos	Fotópicas	Binocular	Proclear Toric
AV. Cerca	Fotópicas	Binocular	Proclear Toric
AV. Lejos	Mesópicas	Binocular	Proclear Toric
AV. Lejos	Fotópicas	Monocular. Ojo Dominante	Proclear Toric
AV. Cerca	Fotópicas	Monocular. Ojo Dominante	Proclear Toric
AV. Lejos	Mesópicas	Monocular. Ojo Dominante	Proclear Toric
AV. Lejos	Fotópicas	Monocular. Ojo No Dominante	Proclear Toric
AV. Cerca	Fotópicas	Monocular. Ojo No Dominante	Proclear Toric
AV. Lejos	Mesópicas	Monocular. Ojo No Dominante	Proclear Toric

Tabla 4: Medida de la AV, visión de lejos fotópica (85cd/m^2) y mesópica (3 cd/m^2), y visión de cerca

fotópica (85cd/m^2).

El rango subjetivo de visión clara se cuantificó por el método de la curva de desenfoque, y se definió como el rango de desenfoque para mantener la mejor AV, 0.04 logMAR.

- **Curva Desenfoque:** 5 minutos antes de realizar la prueba se instiló en los ojos de los sujetos lágrima artificial, la medida de la curva se llevó a cabo con el instrumento, Functional vision analyzer (Stereoptical Co, USA). Se midió La AV en unidades LogMAR en un el rango de vergencias desde -5.00 a +2.00D en pasos de 0.50D, con secuencia de letras aleatorias y presentaciones aleatorias de lente con el fin de reducir los efectos de memorización (Gupta N et al., 2007).

Se midió (CSF) en visión de lejos, de manera binocular y monocular, en condiciones de iluminación fotópicas (85 cd/m^2) y mesópicas (3 cd/m^2) sin deslumbramiento y con deslumbramiento (1.0 lux). También se evaluó la CSF de cerca, de manera binocular y monocular, en condiciones fotópicas (85 cd/m^2). La medida para la visión de lejos está realizada con el test Vision Contrast Test System, VCTS 6500[®] (Vistesch Consultants Inc, Dayton, OH, USA), donde dicho test está incluido en el instrumento Functional vision analyzer (Stereoptical Co, USA). Para la medida en visión de cerca se utilizaron las tarjetas del test Vision Contrast Test System, VCTS 6500[®], utilizadas a 40 cm.

- **VCTS 6500[®]:** Mide la sensibilidad al contraste a cinco frecuencias espaciales. El test se presenta en un panel que contiene una serie de placas o discos de fotografías de redes de onda sinusoidal creadas por ordenador, con diferentes frecuencias espaciales y contraste. Las

frecuencias espaciales que explora son: 1.5 – 3 – 6 – 12 y 18 ciclos / grado (c/g) de ángulo visual, dispuestas en cinco filas (A, B, C, D y E) respectivamente. Cada fila de una determinada frecuencia espacial presenta nueve discos impresos, cada uno con un patrón de onda sinusoidal, cuyo contraste decrece desde relativamente alto en la izquierda a un contraste cero en la novena columna a la derecha. El rango de contraste es diferente para cada frecuencia y el tamaño de los escalones es irregular. El tamaño medio de escalón es de 0.23 unidades logarítmicas con un escalón mínimo y máximo de 0.11 y 0.37 unidades logarítmicas, respectivamente. Para controlar la exactitud en la percepción del sujeto, las franjas de los discos 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). Esta orientación de las franjas sinusoidales se ha hecho al azar para controlar la exactitud de la respuesta. La sensibilidad al contraste para cada frecuencia espacial se determina por el disco de menor contraste cuya orientación se identifica correctamente en cada fila. En el impreso de registro de resultados (figura 44), que se proporciona con el sistema del test, están representados los valores de la sensibilidad al contraste de cada red. En él se marca el número del último disco identificado correctamente para cada frecuencia espacial (fila). Los cinco puntos obtenidos se unen, dando lugar a una curva que representa la CSF del individuo. Naturalmente hay que tener en cuenta

que cada columna vertical en el impreso de evaluación corresponde a una fila horizontal en el panel.

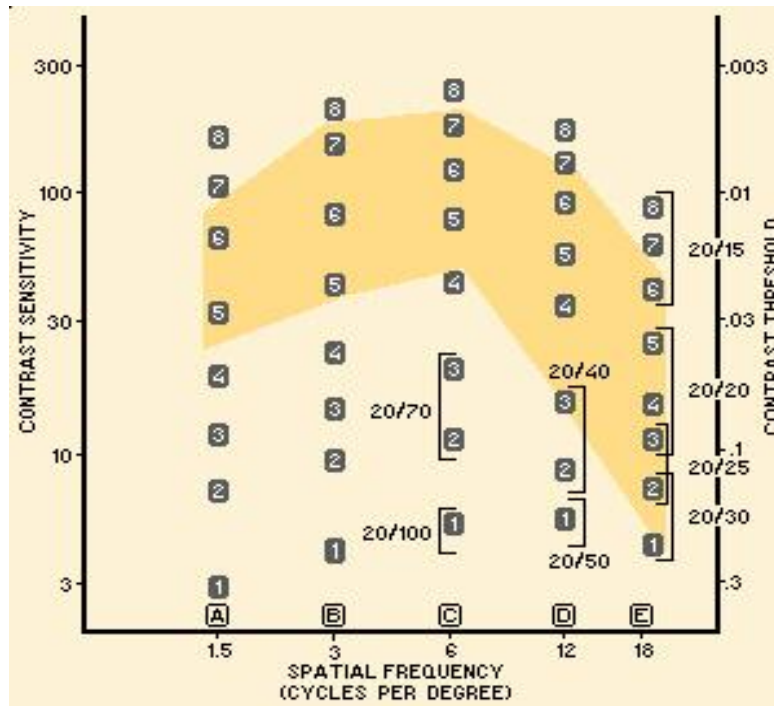


Figura 44: Gráfico de registro de resultados del Vistech VCTS 6500

Por último, una vez finalizado el estudio, todos los sujetos realizaron un cuestionario normalizado, NEI-RQL-42 (Anexo II).

3.4.2. Procedimiento.

En la primera visita los participantes fueron seleccionados en función de los criterios de inclusión/exclusión. Se explicó el estudio, se resolvieron las dudas existentes por parte de los participantes y se obtuvo el consentimiento informado de todos ellos.

Inmediatamente después se llevó a cabo una revisión optométrica completa que incluía; retinoscopía, cover-test, medida de diámetro pupilar en condiciones de luz fotópicas y mesópicas, refracción, queratometría, oftalmoscopía y biomicroscopía.

A los pacientes se les adaptaron LC multifocales tóricas de visión simultánea, Proclear Multifocal Toric (CooperVision) y LC monofocales tóricas blandas para visión de lejos, Proclear Toric (CooperVision) combinadas con gafas de lectura. Se eligió la prescripción de gafas para la visión de cerca que proporcionara la mejor AV a una distancia de 40 cm.

Los sujetos fueron elegidos de una manera aleatoria para utilizar el primer mes LC multifocales tóricas o LC monofocales tóricas más la gafa de lectura. Tras utilizar las LC durante un mes los sujetos volvieron a la consulta y se les adaptó las otras lentes. Tanto en un tipo de adaptación como en el otro caso se siguió el nomograma de adaptación sugerido por el fabricante para la selección de la lente inicial (Sanders E et al., 2008). El proceso de evaluación de la adaptación de las lentes se llevó a cabo de acuerdo con el protocolo clínico del estudio de Chamberlain y colaboradores, 2011 (Chamberlain P et al., 2011) *(desarrollado con anterioridad en el apartado 3.3. Toricidad de la LC. Estabilización)*.

Se planificó una evaluación clínica para los participantes un mes después de utilizar cada una de las lentes. La batería de pruebas que se realizó a cada uno de los pacientes se muestra en la tabla 5. Estas pruebas se realizaron en orden aleatorio.

Pruebas realizadas con LC. Proclear Multifocal tóric y Proclear tóric más gafa de cerca.	
AV de lejos, en condiciones fotópicas. Binocular/ Monocular	
AV de cerca, en condiciones fotópicas. Binocular/Monocular	
AV de lejos, en condiciones mesópicas. Binocular/Monocular	
AVE. Binocular	
Curva de desenfoque. Binocular/ Monocular	
CSF de lejos, en condiciones fotópicas. Binocular/ Monocular	
CSF de lejos, en condiciones mesópicas. Binocular/Monocular	
CSF de lejos, en condiciones mesópicas, Glare 1. Binocular/Monocular	
CSF de cerca, en condiciones fotópicas. Binocular/Monocular	

Tabla 5: Batería de pruebas realizadas con LC Proclear Multifocal Toric y con LC Proclear Toric más gafa de cerca.

3.4.3. Análisis estadístico.

Los datos obtenidos fueron analizados utilizando el 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 entre AV, AVE, Desenfoque y CSF entre las lentes (LC monofocal tórica para visión de lejos y LC multifocal tórica). Las diferencias se consideran estadísticamente significativas cuando el valor P fue < 0.05 (es decir, a un nivel del 5%).

RESULTADOS Y DESARROLLO ARGUMENTAL

4. Resultados y desarrollo argumental.

4.1. Muestra.

Se incluyeron en la muestra del estudio 20 sujetos, 16 mujeres y 4 hombres. El rango de edad varió desde los 45 a los 65 años, con un valor medio de 51.40 ± 7.04 años. El error refractivo varió entre -3.00 ± 3.00 D, con un promedio de -0.22 ± 2.00 D para el valor esférico y entre -0.75 ± 2.75 D, con un valor medio de -1.36 ± 0.58 D para el valor cilíndrico. El rango de Adiciones empleada en este estudio fue de +1.00 a +3.00 D con un valor medio de $+1.88 \pm 0.77$ D.

Ningún sujeto presentó signos clínicos significativos de complicaciones oculares relacionadas con el uso de lentes de contacto, como tinción corneal, inyección limbar, papilas, estrías, pliegues u otros (grado ≥ 1 , en la escala de Efron para valorar complicaciones de lentes de contacto, Efron N et al., 2001).

4.2. Agudeza visual (AV).

En la tabla 6 y 7, se muestran los resultados para visión de lejos en condiciones fotópicas y mesópicas, de manera binocular y monocular (D/N). Hubo diferencias estadísticamente significativas entre la LC multifocal tórica y la LC monofocal tórica, tanto de manera binocular como monocular en condiciones fotópicas y mesópicas.

Comparando los dos diseños de LC multifocal (“D” y “N”), no se hallaron diferencias estadísticamente significativas para la AV en visión de lejos monocular entre la LC multifocal tórica “D” y la LC multifocal tórica “N” en condiciones fotópicas ($P=0.05$), ni tampoco en condiciones mesópicas ($P=0.09$).

	Proclear multifocal toric	Proclear monofocal toric	P valor
Condiciones Fotópicas			
<i>AV Lejos. Binocular.</i>	-0.01 ± 0.03	-0.04 ± 0.06	0.01
<i>AV Lejos. Monocular. Geometría D.</i>	-0.01 ± 0.03	-0.03 ± 0.06	0.02
<i>AV Lejos. Monocular. Geometría N.</i>	0.01 ± 0.02	-0.03 ± 0.06	0.008

Tabla 6: Resultados visuales de AV para la visión de lejos en condiciones fotópicas (85 cd/m^2) con LC multifocales tóricas y LC monofocales tóricas.

	Proclear multifocal toric	Proclear monofocal toric	P valor
Condiciones Mesópicas			
AV Lejos. Binocular.	0.10 ± 0.06	0.03 ± 0.06	<0.0001
AV Lejos. Monocular. Geometría D.	0.14 ± 0.06	0.05 ± 0.06	<0.0001
AV Lejos. Monocular. Geometría N.	0.11 ± 0.07	0.06 ± 0.11	<0.0001

Tabla 7: Resultados visuales de AV para la visión de lejos en condiciones mesópicas (3 cd/m^2) con LC multifocales tóricas y LC monofocales tóricas.

Los resultados para la AV en visión de cerca en condiciones fotópicas de manera binocular y monocular se muestra en la tabla 8. Del mismo modo que con los resultados de lejos, hubo diferencias estadísticamente significativas entre la LC multifocal tórica y la LC monofocal tórica combinada con la gafa de lectura de manera binocular y monocular. Comparando los dos diseños, se obtuvieron mejores valores para la AV de cerca en condiciones fotópicas monoculares con la LC multifocal tórica de diseño “N” que con la multifocal tórica de diseño “D” ($p= 0.001$).

	Proclear multifocal toric	Proclear monofocal toric	P valor
Condiciones Fotópicas			
AV Cerca. Binocular.	-0.03 ± 0.06	-0.07 ± 0.07	0.02
AV Cerca. Monocular. Geometría D.	0.01 ± 0.04	-0.05 ± 0.06	<0.0001
AV Cerca. Monocular. Geometría N.	-0.04 ± 0.05	-0.07 ± 0.07	0.03

Tabla 8: Resultados visuales de AV para la visión de cerca en condiciones fotópicas (85 cd/m^2) con LC multifocales tóricas y LC monofocales tóricas.

4.3. Estereopsis.

Los promedios de estereopsis obtenidos con la LC multifocal tórica (Proclear Multifocal Toric), y con la LC monofocal tórica (Proclear tóric) combinada con la gafa de lectura fueron de 62 ± 12 sg de arco y de 59 ± 12 sg de arco respectivamente ($p=0.05$).

Tabla 9 : Tets de Random dot (sg de arco). LC Proclear multifocal toric , LC Proclear monofocal toric/ gafa de lectura	
Característica	Valor
Random dot Proclear toric + gafa de lectura (sg de arco) \pm DE [rango]	59.00 ± 12.10 [de 30.00 a 70.00]
Random dot Proclear multifocal toric (sg de arco) \pm DE [rango]	62.00 ± 11.96 [de 30.00 a 70.00]

4.4. Desenfoque.

La curva de desenfoque obtenida para la LC multifocal tórica de manera binocular se muestra en la figura 45. El rango de visión clara de cerca (*rango de desenfoque en el que se mantiene un valor A.V ≥ 0.04 logMAR*) fue de 1.55 ± 0.33 D. En la figura 46, se muestra la curva desenfoque para la LC multifocal tórica de manera monofocal, geometría D y geometría N.

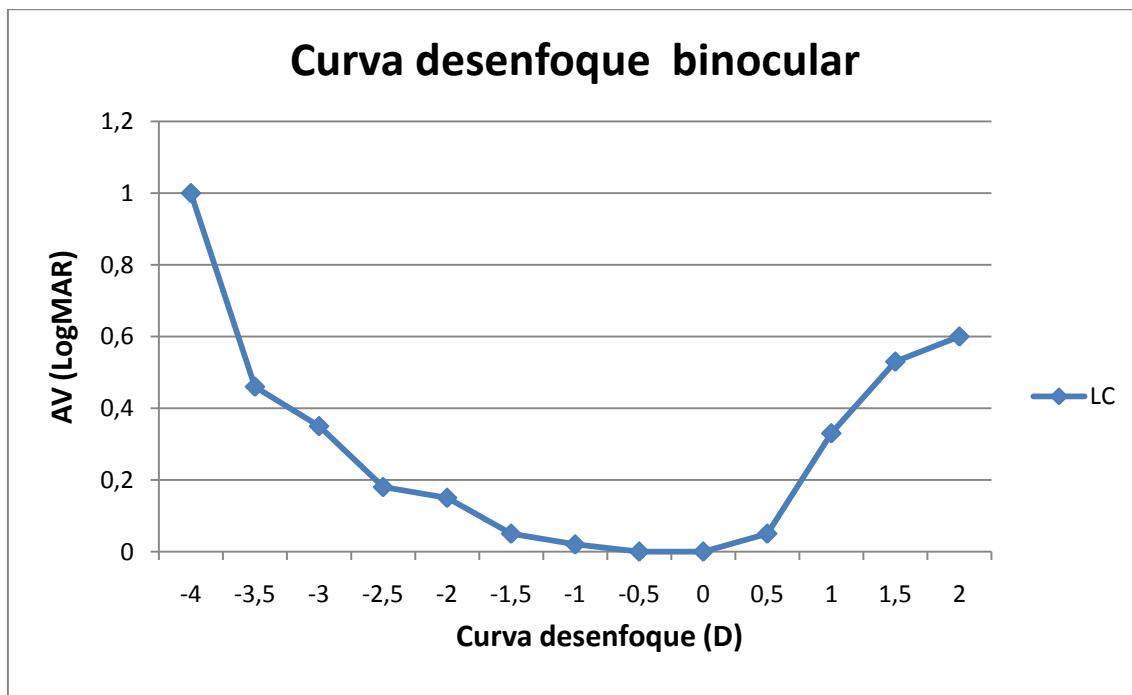


Figura 45: Curva de desenfoque binocular para La LC multifocal tórica, el rango de potencias oscilo desde de (-5.00 a +2.00 D) en pasos de 0.50D.

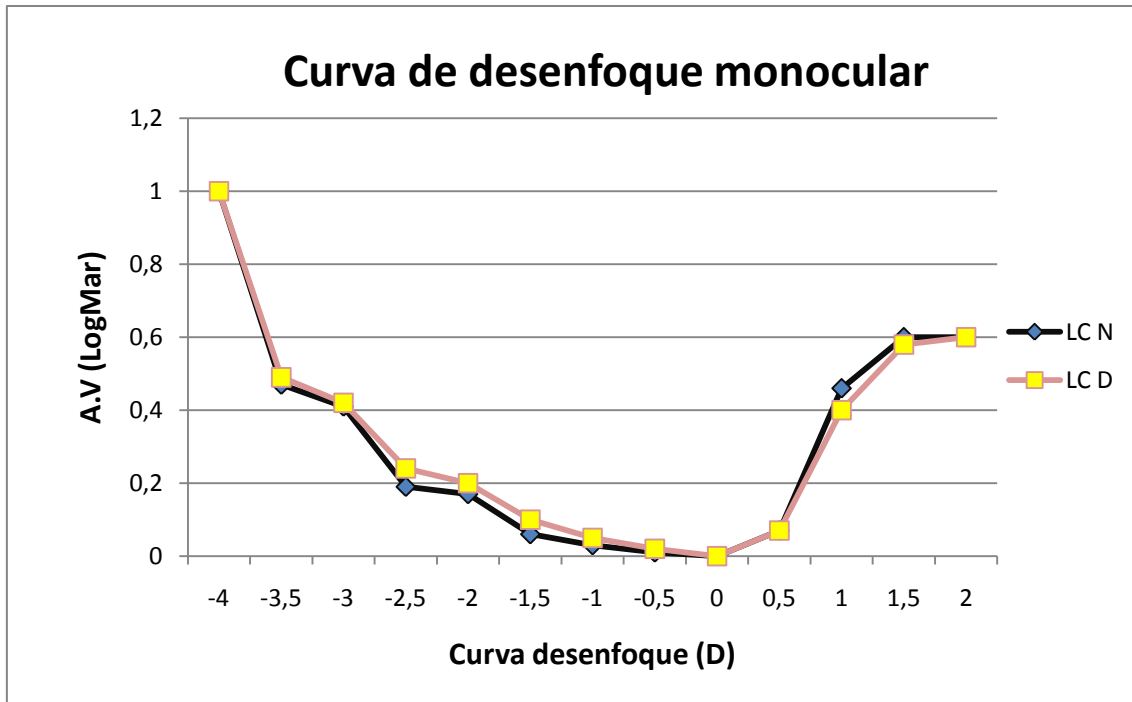


Figura 46: Curva de desenfoque monocular para La LC multifocal tórica, geometría D y N, el rango de potencias oscilo desde de (-5.00 a +2.00 D) en pasos de 0.50D.

4.5. Función de Sensibilidad al Contraste (CSF).

La CSF monocular y binocular de lejos en condiciones fotópicas y mesópicas, sin y con deslumbramiento, se muestran en la figura 47 (A, B, C, D), 48 (A, B, C, D) y 49 (A, B, C, D) respectivamente.

En condiciones fotópicas (figura 47), la CSF binocular sólo fue significativamente mejor con la LC monofocal tórica que con la LC multifocal tórica en 18 cpd ($P=0.002$). Igualmente, sólo se hallaron diferencias estadísticamente significativas en CSF monocular entre la LC monofocal tórica y LC multifocal tórica "D" en 18 cpd ($P=0.005$). Entre la LC monofocal tórica y la LC multifocal tórica "N" se encontraron diferencias estadísticamente significativas en 6, 12 y 18 cpd ($P= 0.002, 0.03, 0.007$, respectivamente). No se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre la LC multifocal tórica "D" y la LC multifocal tórica "N" para ninguna frecuencia espacial.

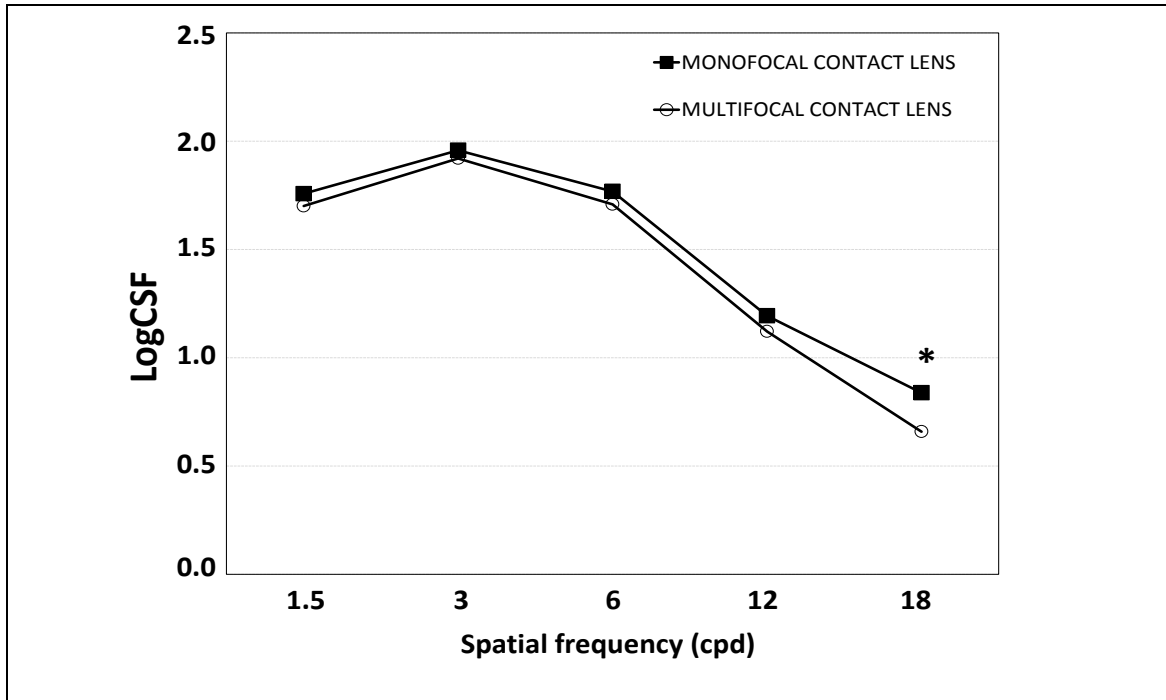


Figura 47 A: Representación gráfica de la CSF Binocular, con LC multifocal tórica y LC monofocal tórica, en condiciones fotópicas, para la visión de lejos. El asterisco (*) muestra las diferencias estadísticamente significativas.

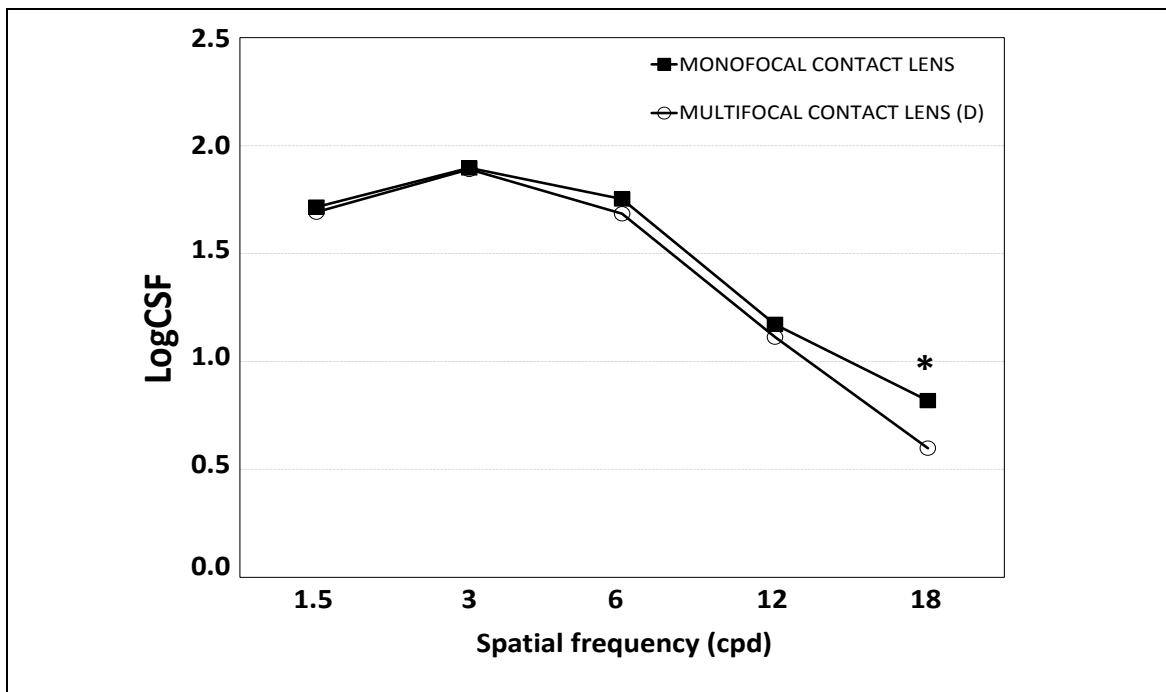


Figura 47 B: Representación gráfica de la CSF Monocular, con LC multifocal tórica geometría D y LC monofocal tórica, en condiciones fotópicas, para la visión de lejos. El asterisco (*) muestra las diferencias estadísticamente significativas.

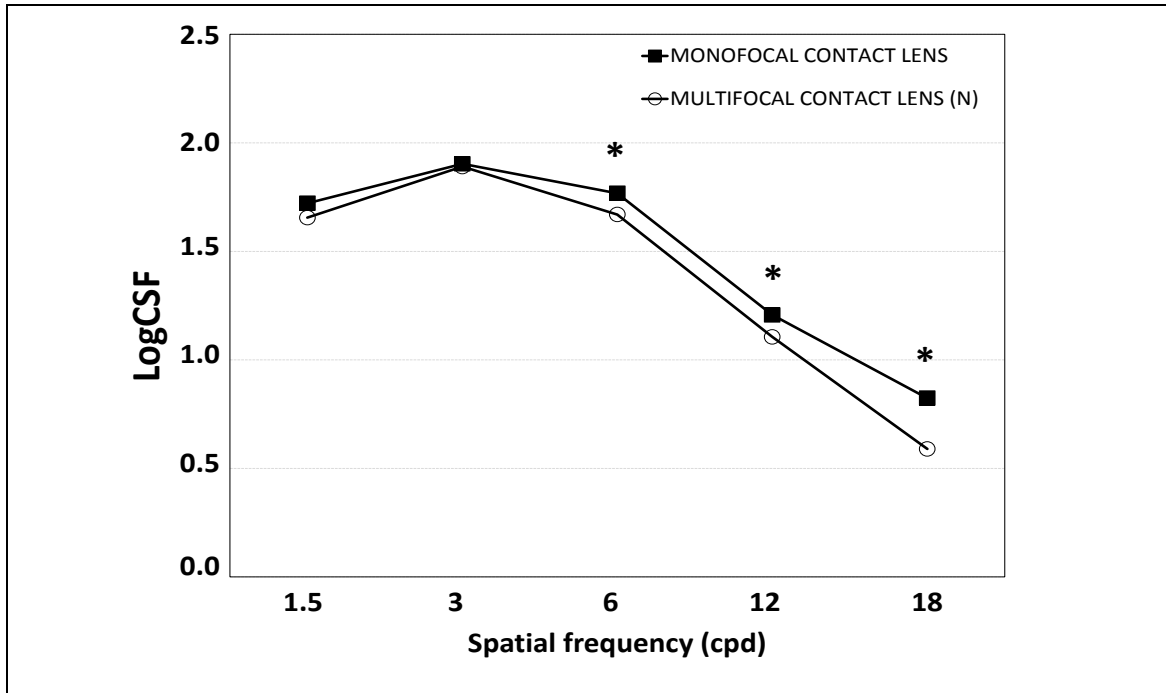


Figura 47 C: Representación gráfica de la CSF Monocular, con LC multifocal tórica geometría N y LC monofocal tórica, en condiciones fotópicas, para la visión de lejos. El asterisco (*) muestra las diferencias estadísticamente significativas.

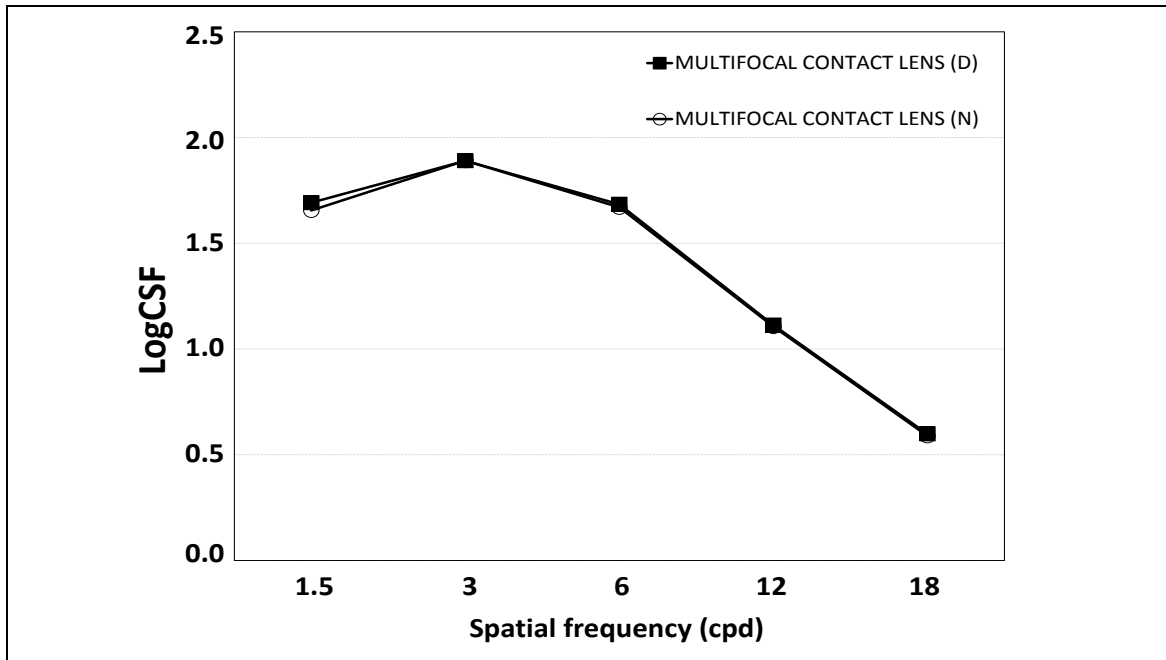


Figura 47 D: Representación gráfica de la CSF Monocular, con LC multifocal tórica geometría D y LC multifocal tórica geometría N, en condiciones fotópicas, para la visión de lejos. El asterisco (*) muestra las diferencias estadísticamente significativas.

En la figura 48 (A, B, C, D) se muestra la CFS en visión de lejos, monocular y binocular, en condiciones mesópicas sin deslumbramiento. En la figura 49 (A, B, C, D) se muestra la CFS en visión de lejos, monocular y binocular, en condiciones mesópicas con deslumbramiento (glare 1). En condiciones mesópicas sin deslumbramiento (figura 48) y con deslumbramiento (figura 49), se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos (LC monofocal y LC multifocal) en la CSF binocular y monocular en todas las frecuencias espaciales ($P < 0.02$ en todas las frecuencias espaciales). No se hallaron diferencias en la CSF monocular entre la LC multifocal tórica “D” y la LC multifocal tórica “N” en ninguna frecuencia espacial.

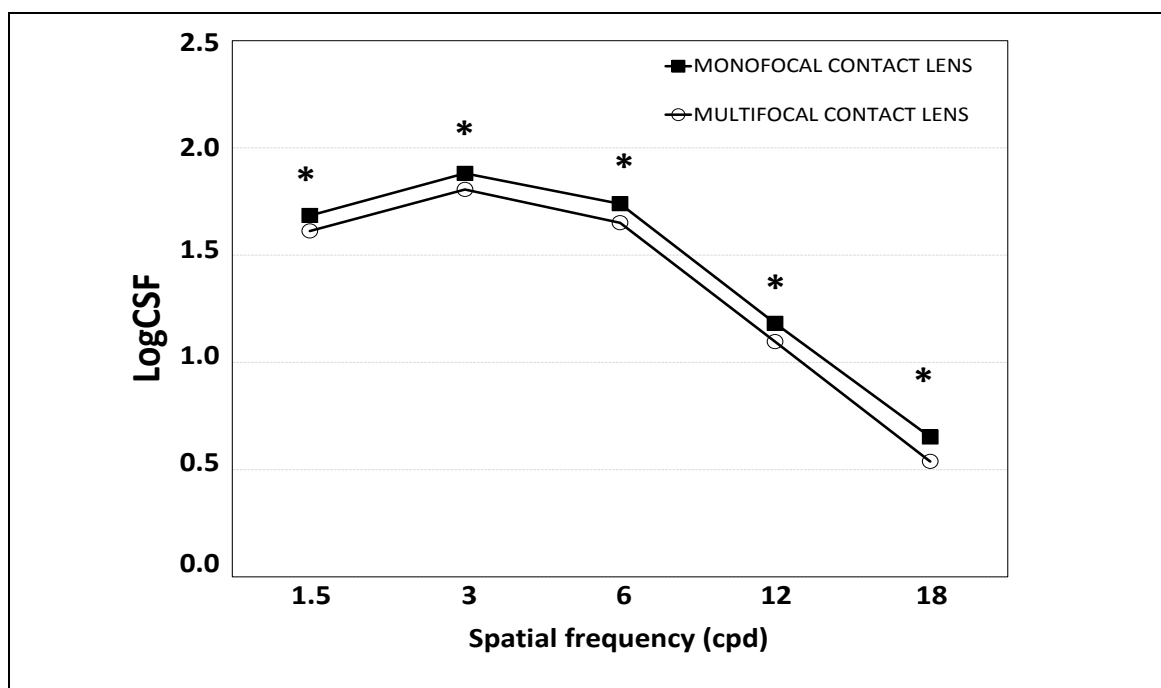


Figura 48 A: Representación gráfica de la CSF Binocular, con LC multifocal tórica y LC monofocal tórica, en condiciones mesópicas, para la visión de lejos. El asterisco (*) muestra las diferencias estadísticamente significativas.

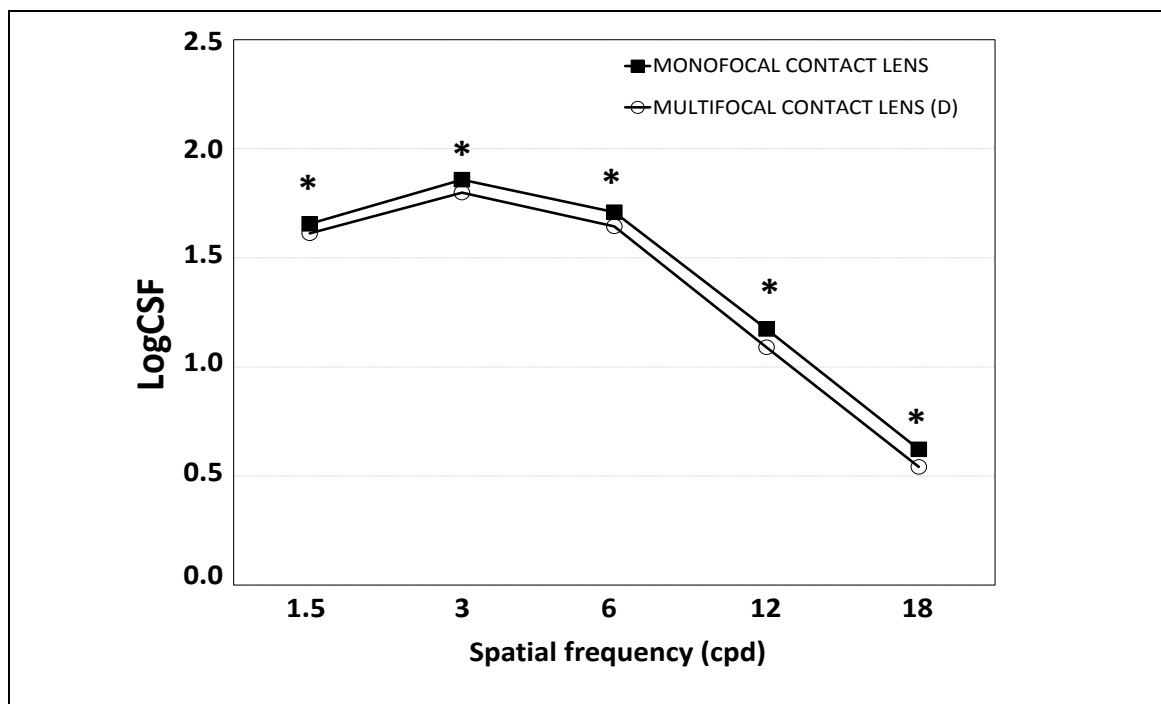


Figura 48 B: Representación gráfica de la CSF Monocular, con LC multifocal tórica geometría D y LC monofocal tórica, en condiciones mesópicas, para la visión de lejos. El asterisco (*) muestra las diferencias estadísticamente significativas.

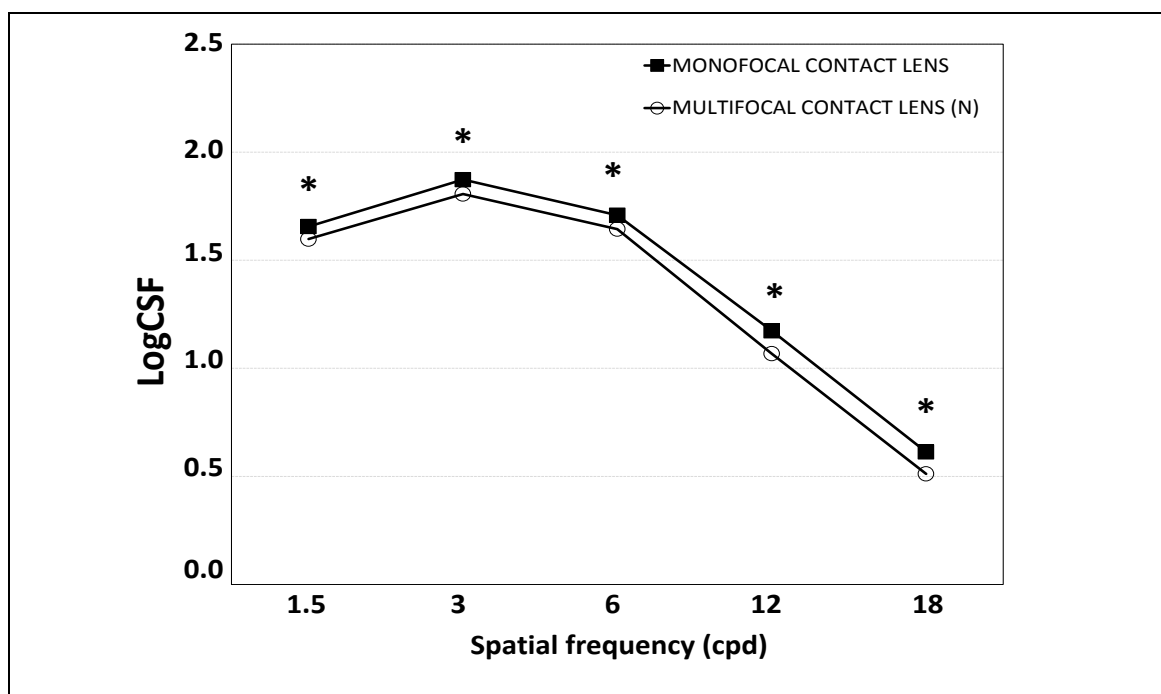


Figura 48 C: Representación gráfica de la CSF Monocular, con LC multifocal tórica geometría N y LC monofocal tórica, en condiciones mesópicas, para la visión de lejos. El asterisco (*) muestra las diferencias estadísticamente significativas.

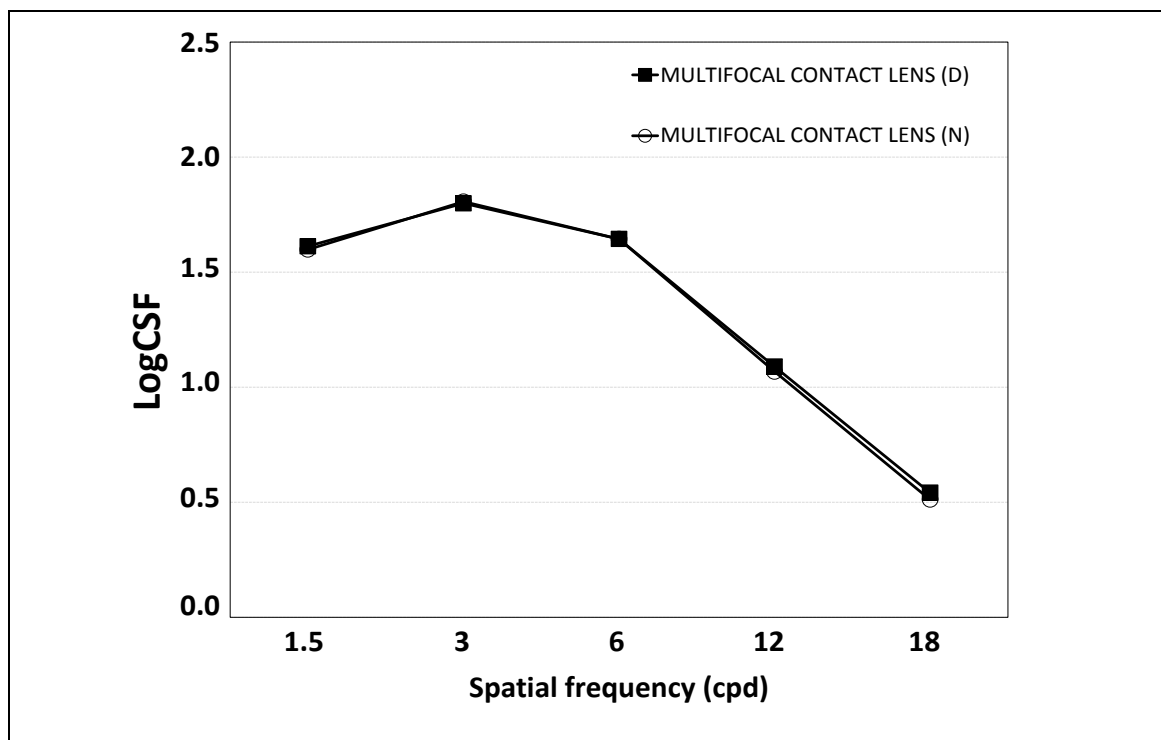


Figura 48 D: Representación gráfica de la CSF Monocular, con LC multifocal tórica geometría D y LC multifocal tórica geometría N, en condiciones mesópicas, para la visión de lejos. El asterisco (*) muestra las diferencias estadísticamente significativas.

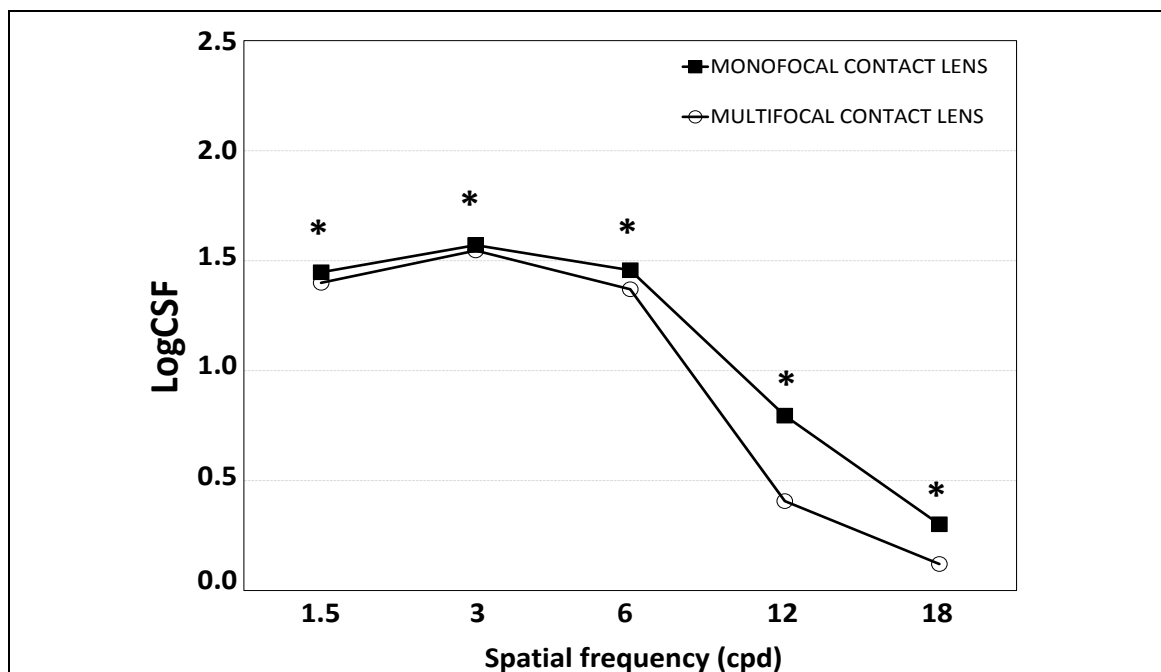


Figura 49 A: Representación gráfica de la CSF Binocular, con LC multifocal tórica y LC monofocal tórica, en condiciones mesópicas (glare 1), para la visión de lejos. El asterisco (*) muestra las diferencias estadísticamente significativas.

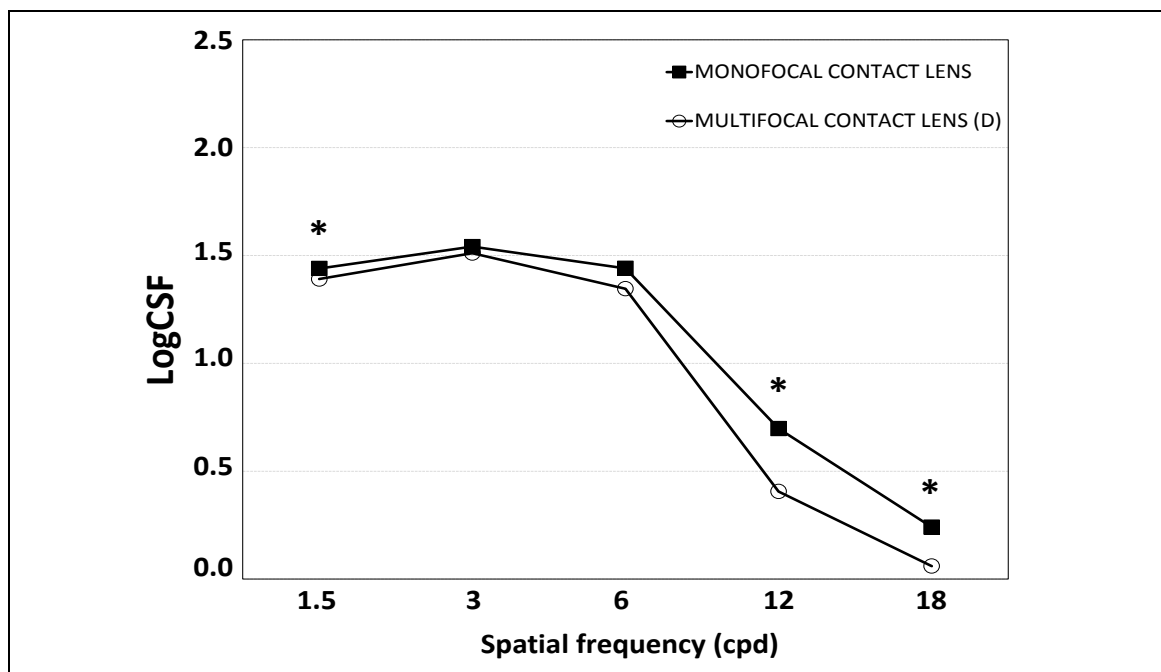


Figura 49 B: Representación gráfica de la CSF Monocular, con LC multifocal tórica geometría D y LC monofocal tórica, en condiciones mesópicas (glare 1), para la visión de lejos. El asterisco (*) muestra las diferencias estadísticamente significativas.

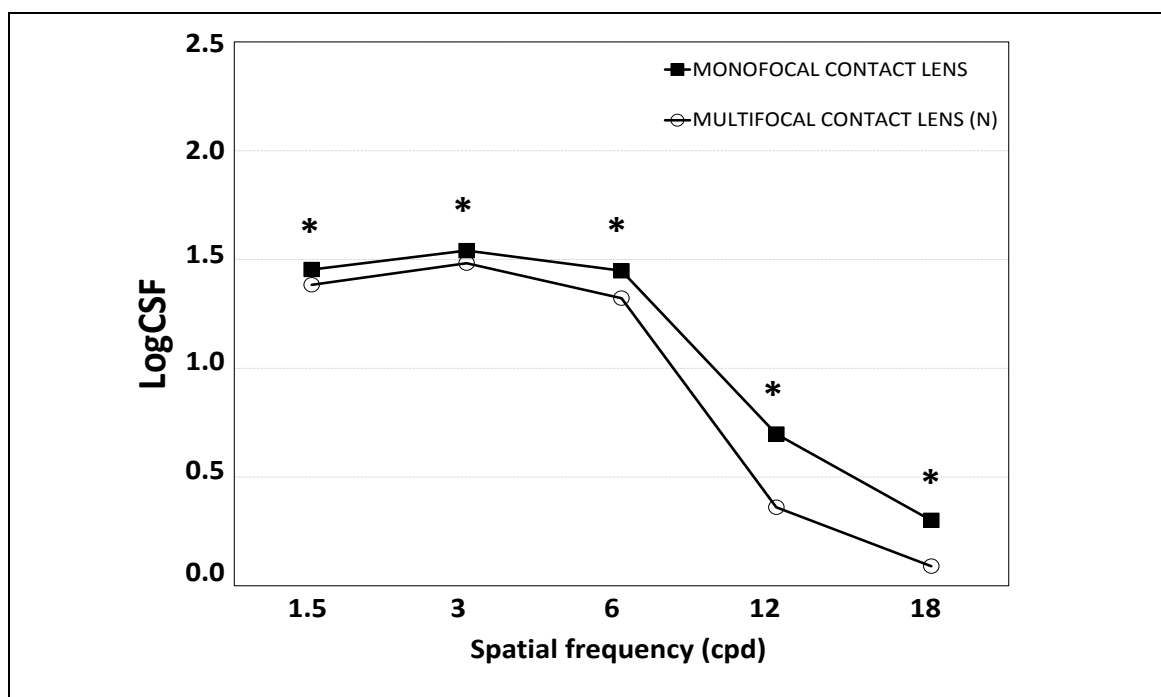


Figura 49 C: Representación gráfica de la CSF Monocular, con LC multifocal tórica geometría N y LC monofocal tórica, en condiciones mesópicas (glare 1), para la visión de lejos. El asterisco (*) muestra las diferencias estadísticamente significativas.

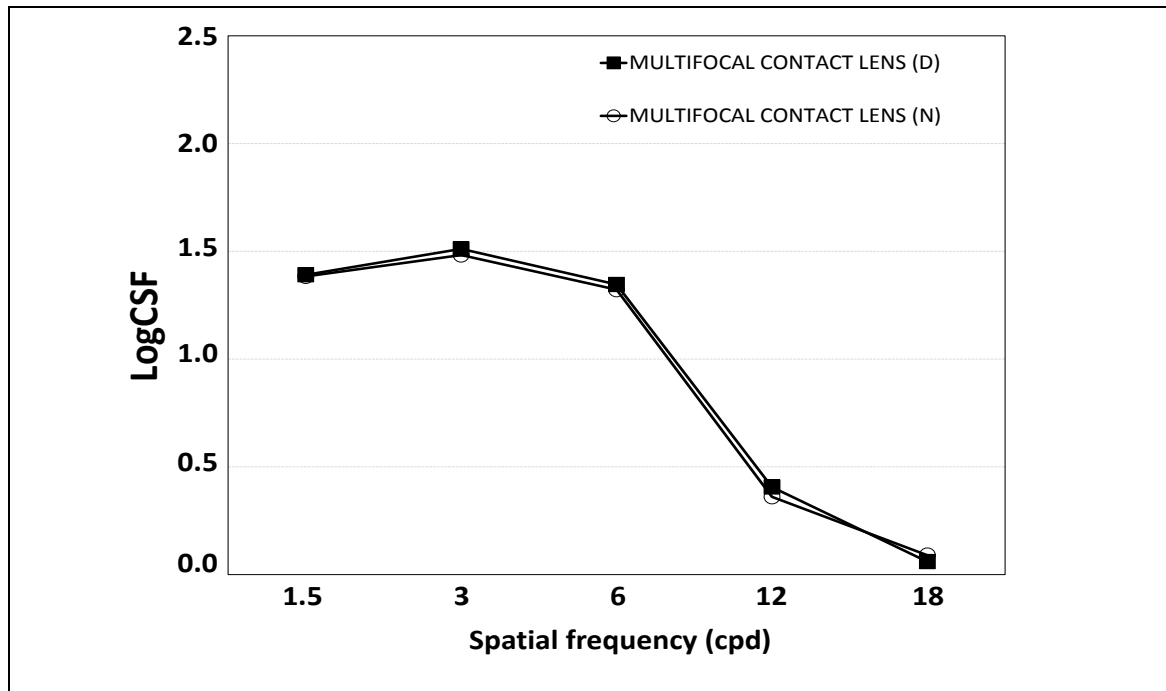


Figura 49 D: Representación gráfica de la CSF Monocular, con LC multifocal tórica geometría D y LC multifocal tórica geometría N, en condiciones mesópicas (glare 1), para la visión de lejos.

En la figura 50 se muestra la CSF binocular y monocular de cerca en condiciones fotópicas. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos (LC monofocal y multifocal) en la CSF monocular y binocular de cerca, en todas las frecuencias espaciales ($P < 0.02$ en todas las frecuencias espaciales). La CSF monocular de cerca fue significativamente mejor con la lente multifocal tórica “N” que con la multifocal tórica “D” en todas las frecuencias espaciales excepto en 1.5 cpd ($P=0.01, 0.04, 0.03$ y >0.0001 en 3, 6, 12, 18 cpd, respectivamente).

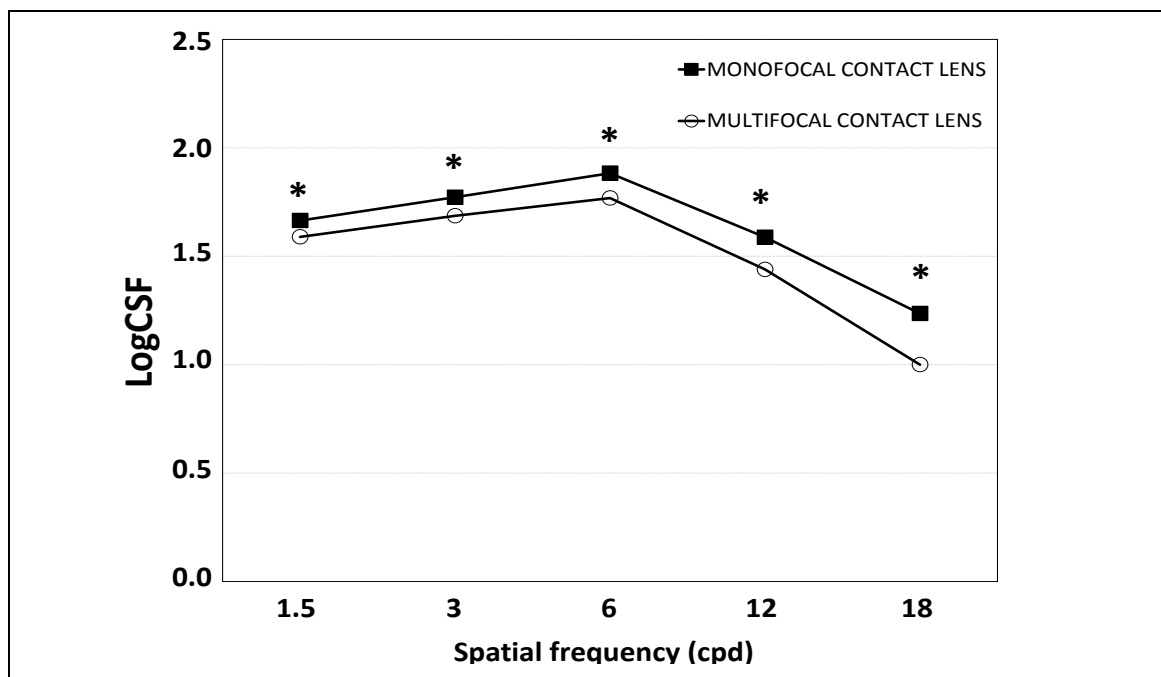


Figura 50 A: Representación gráfica de la CSF Binocular, con LC multifocal tórica y LC monofocal tórica, en condiciones fotópicas, para la visión de cerca. El asterisco (*) muestra las diferencias estadísticamente significativas.

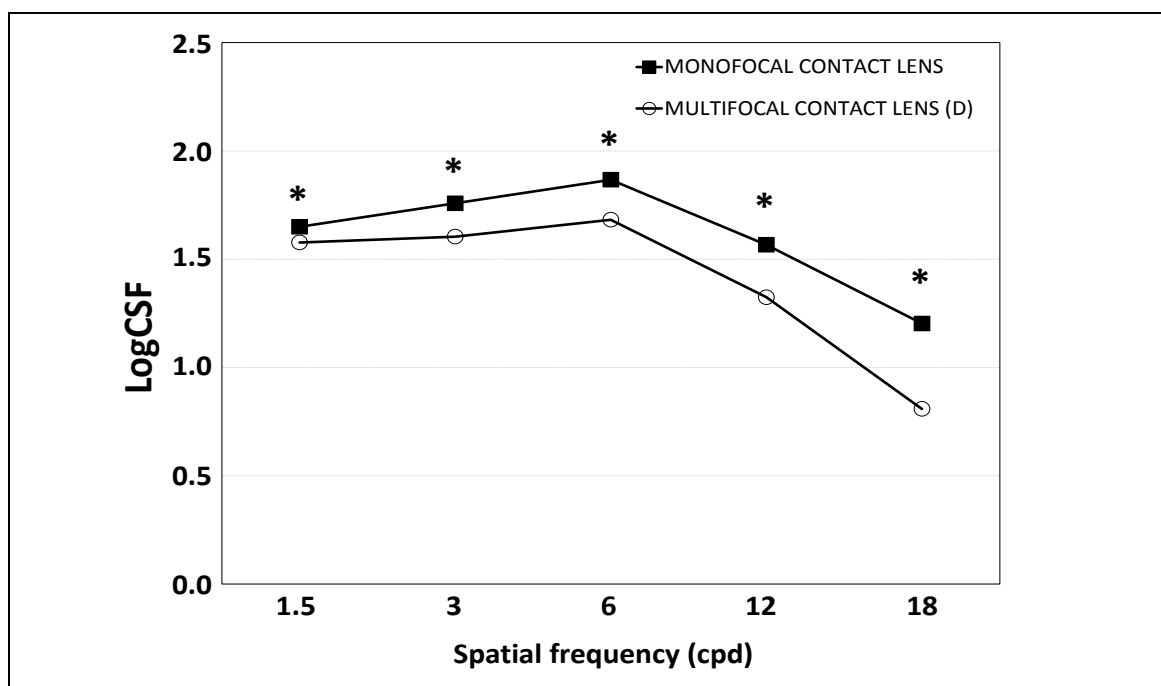


Figura 50 B: Representación gráfica de la CSF Monocular, con LC multifocal tórica geometría D y LC monofocal tórica, en condiciones fotópicas, para la visión de cerca. El asterisco (*) muestra las diferencias estadísticamente significativas.

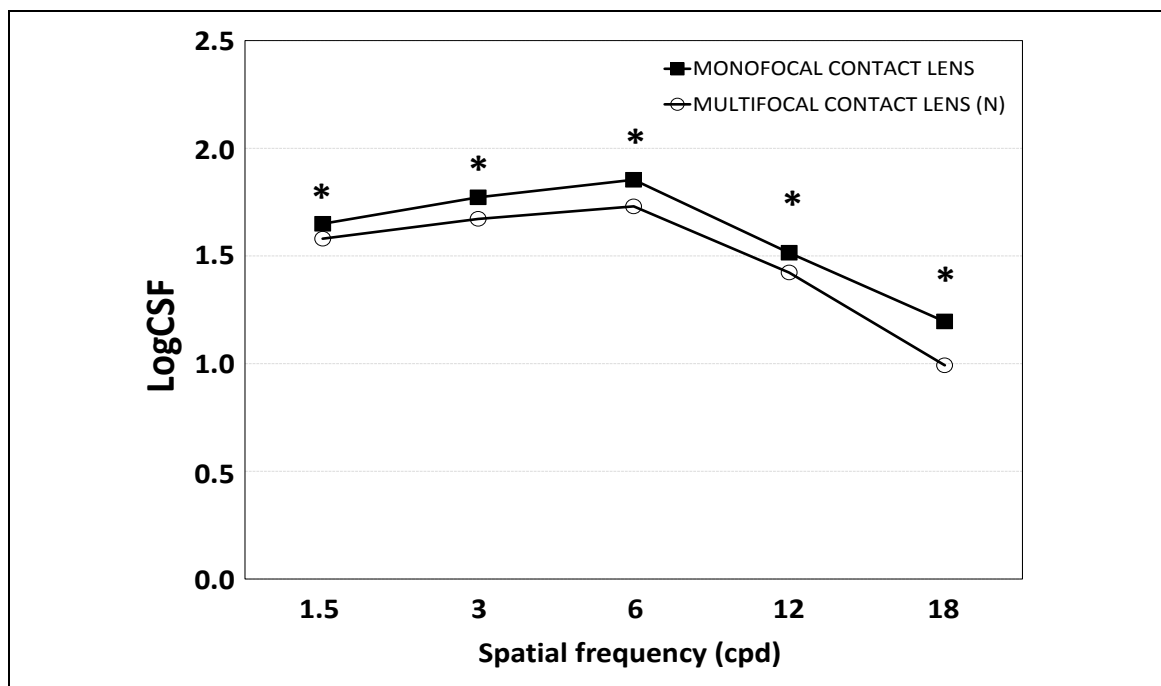


Figura 50 C: Representación gráfica de la CSF Monocular, con LC multifocal tórica geometría N y LC monofocal tórica, en condiciones fotópicas, para la visión de cerca. El asterisco (*) muestra las diferencias estadísticamente significativas.

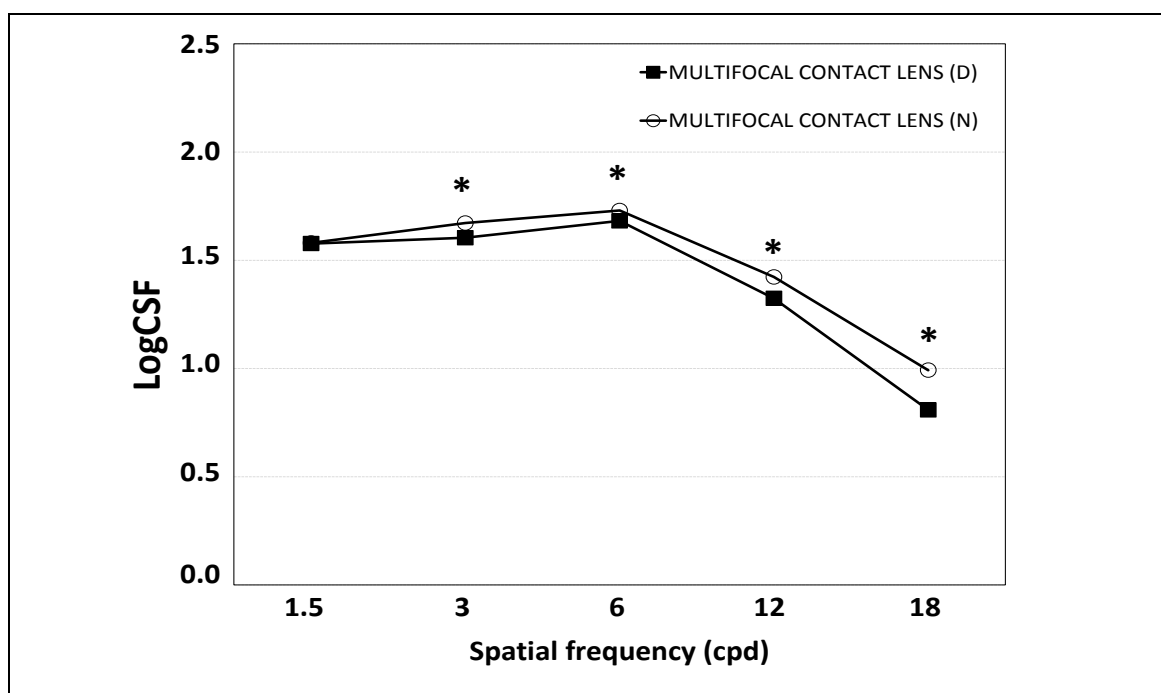
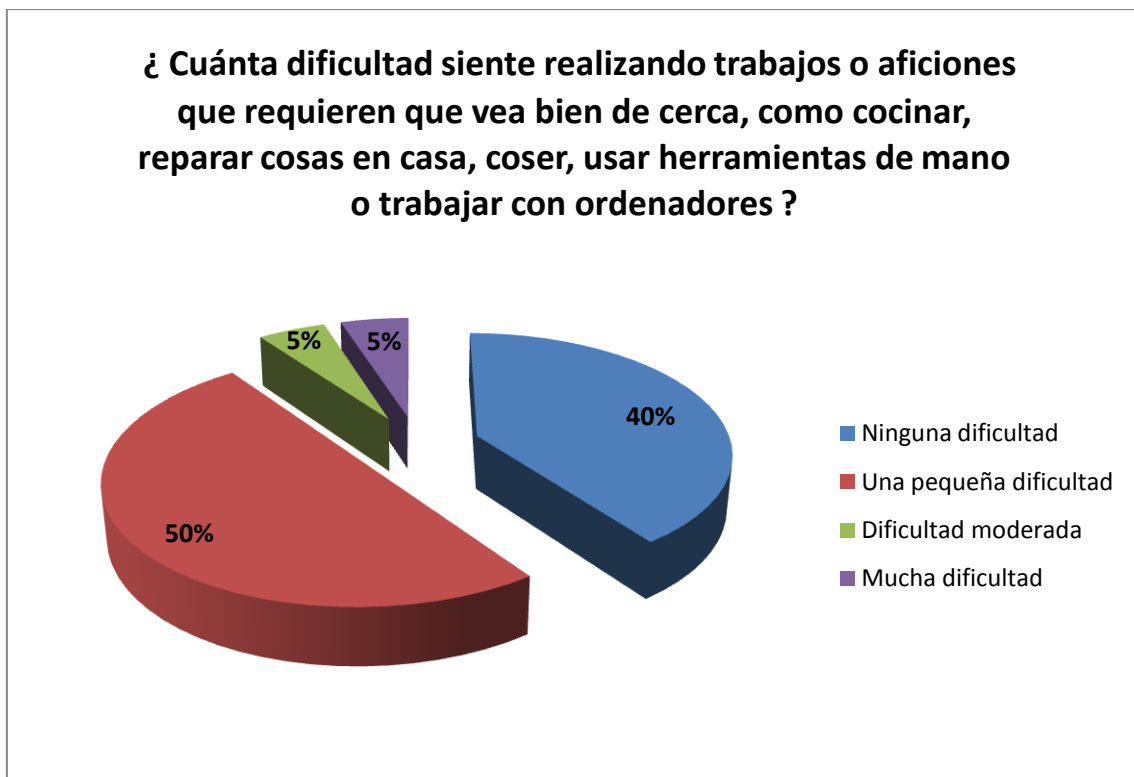


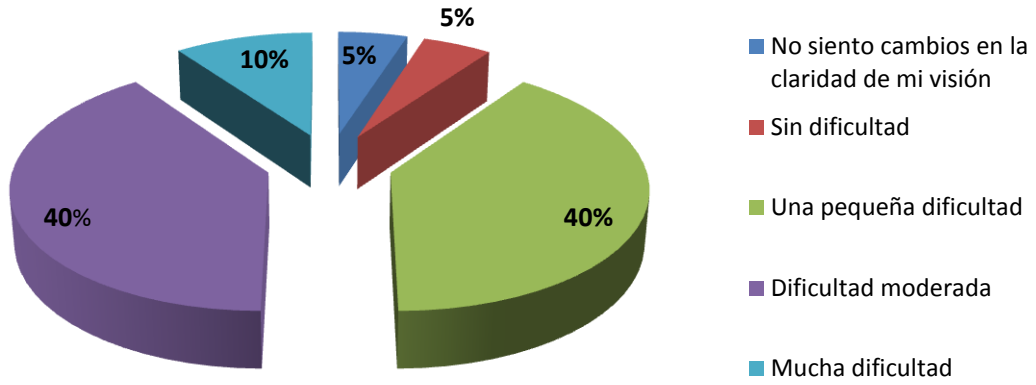
Figura 50 D: Representación gráfica de la CSF Monocular, con LC multifocal tórica geometría D y LC multifocal tórica geometría N, en condiciones fotópicas, para la visión de cerca. El asterisco (*) muestra las diferencias estadísticamente significativas.

4.6. Cuestionario.

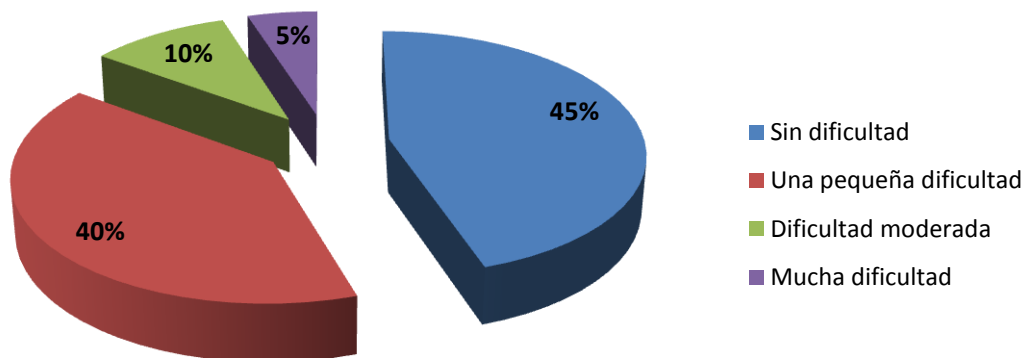
Una vez finalizado el estudio, todos los sujetos de la muestra realizaron un cuestionario normalizado, NEI-RQL-42 (Anexo II), con las LC multifocales tóricas, cuyos resultados se muestran en las siguientes gráficas.



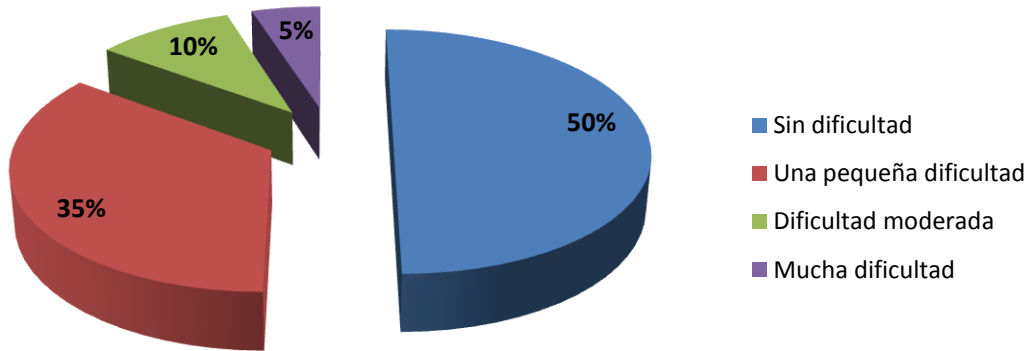
¿ Cuánta dificultad siente debido a cambios en la claridad de su visión durante el día?



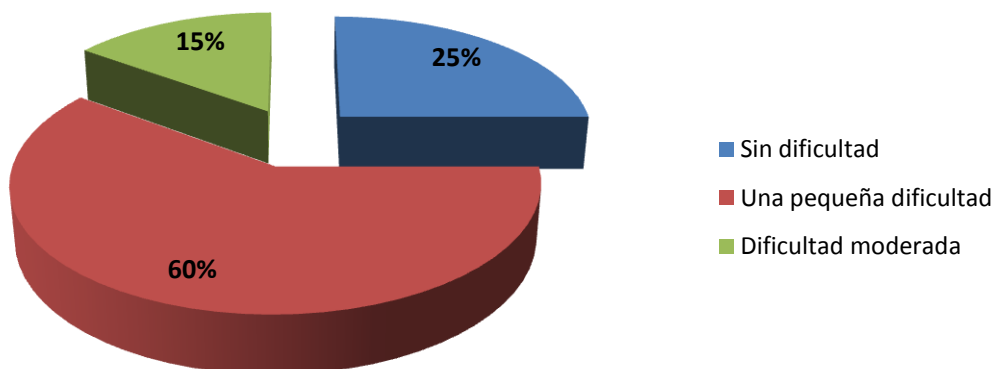
¿ Cuánta dificultad siente evaluando distancias, como por ejemplo cuando baja escaleras o aparca el coche ?



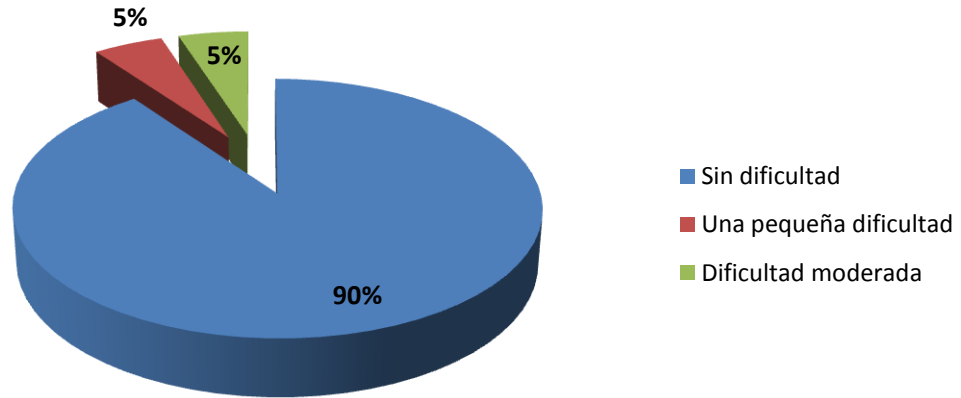
¿ Cuánta dificultad siente viendo objetos laterales, como coches que se acercan por los lados, o personas que se incorporan a la calle desde "la acera" ?



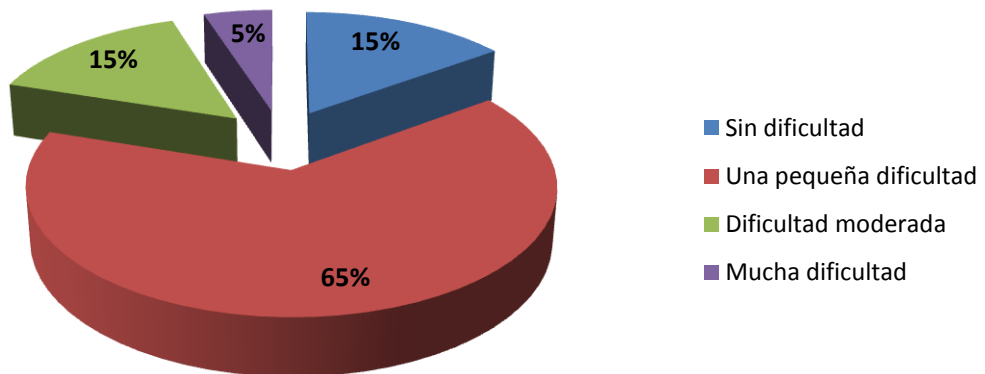
¿ Cuánta dificultad tiene cuando tiene que adaptarse a la oscuridad cuando se desplaza de un lugar luminoso a un lugar oscuro, como por ejemplo cuando entra en un cine?



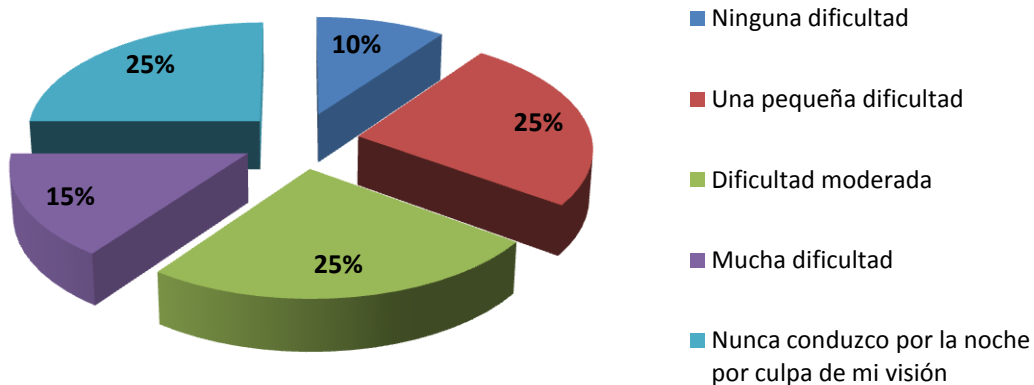
¿ Cuánta dificultad siente leyendo texto normal impreso o periódicos ?



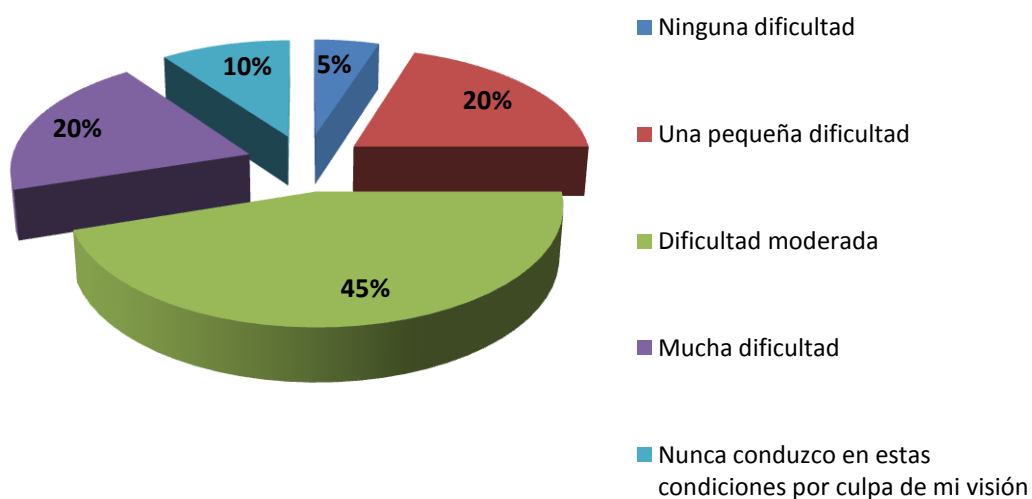
¿ Cuánta dificultad siente leyendo letras pequeñas en la guía telefónica, prospectos de medicamentos o documentos legales (contratos, etc) ?



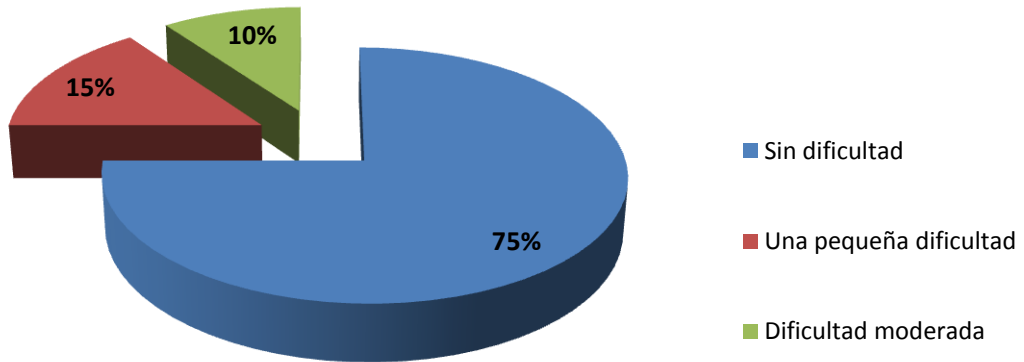
¿ Cuánta dificultad siente conduciendo por la noche ?



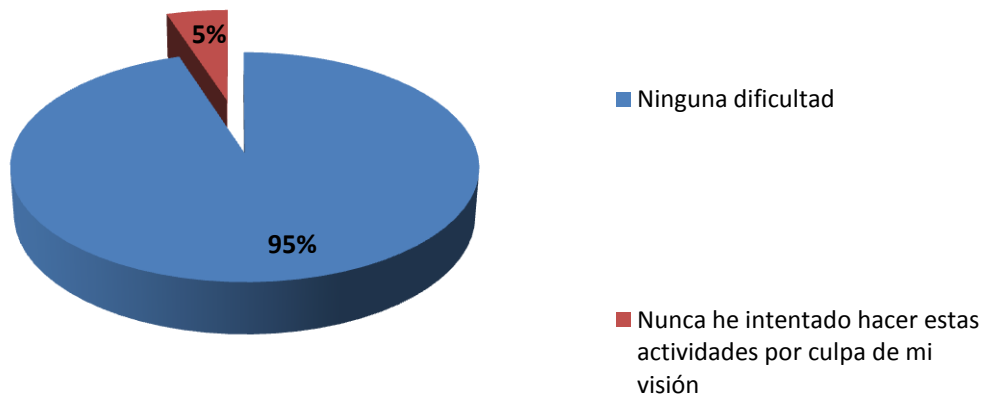
¿ Cuánta dificultad siente conduciendo en condiciones difíciles, como con mal tiempo, hora punta, en la autopista o en el tráfico de la ciudad ?



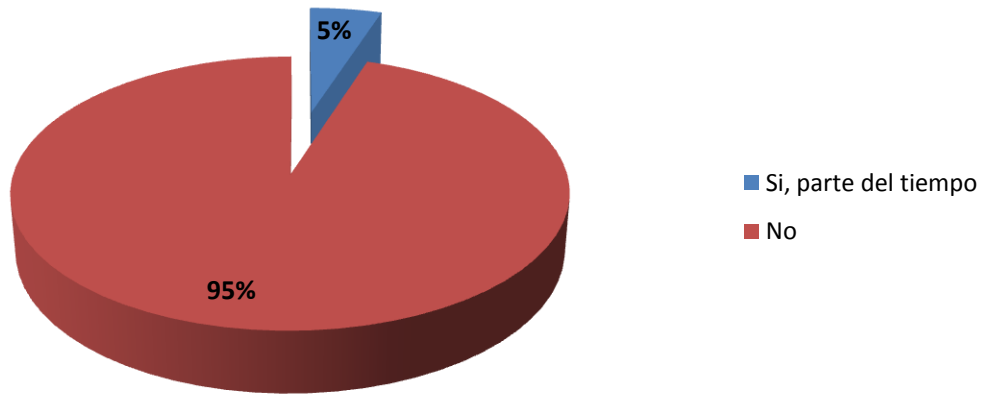
¿ Qué dificultades siente en sus actividades diarias debido a su visión ?



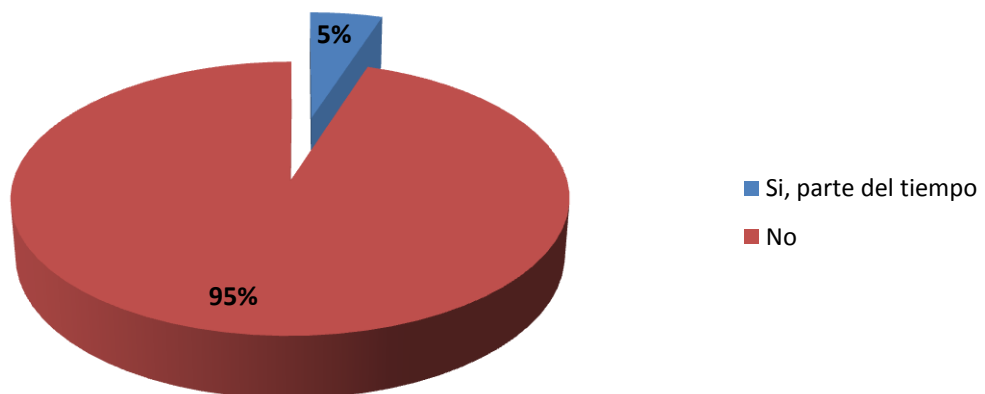
¿ Cuánta dificultad siente debido a su visión cuando participa en actividades deportivas u otras actividades al aire libre que le gustan (ir de excursión, nadar, aeróbic, deportes de equipo, correr) ?



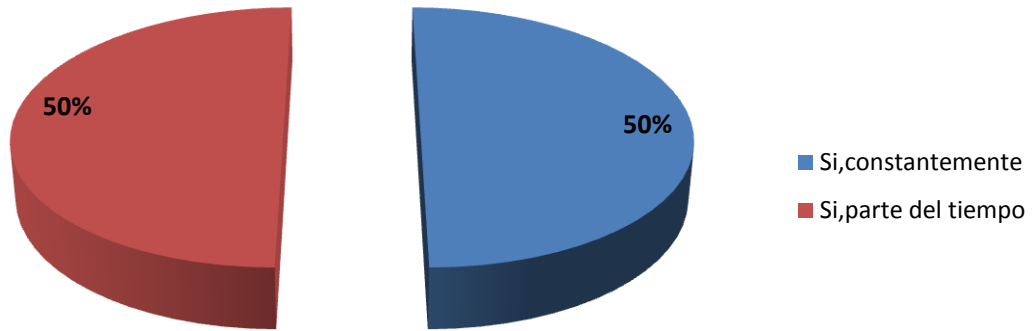
¿ Necesita utilizar gafas o lentes bifocales o usar una lupa cuando está leyendo algo breve, como una dirección, un menú o una factura ?



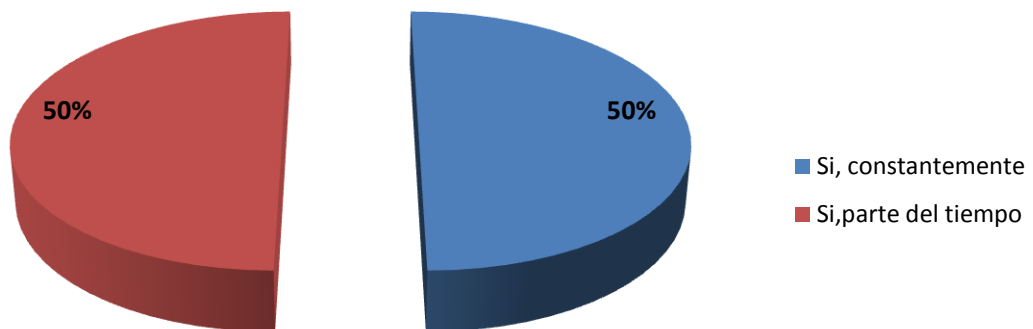
¿ Necesita utilizar gafas o lentes bifocales o usar una lupa cuando está leyendo algo largo como un libro, un artículo en una revista o un periódico ?



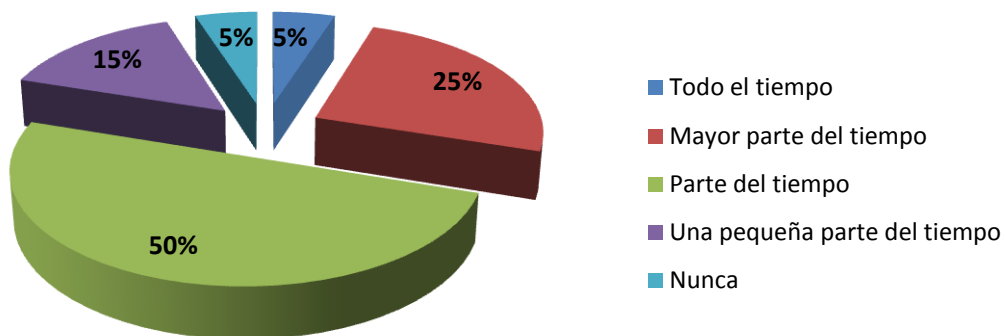
¿ Necesita usar gafas o lentes de contacto para conducir por la noche ?



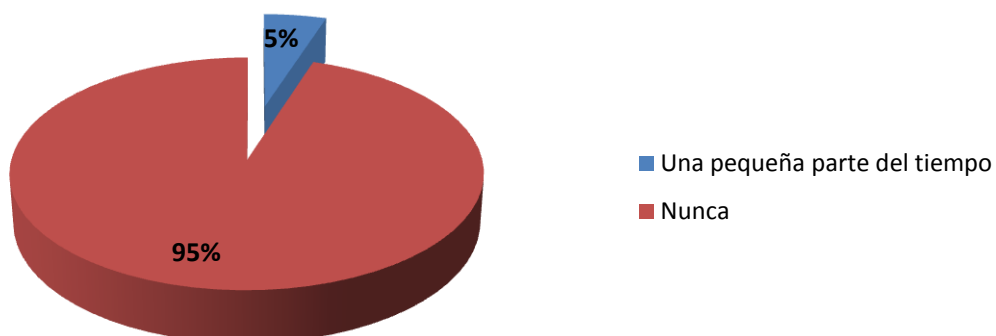
¿ Usa gafas o lentes de contacto para conducir cuando anochece, justo cuando empieza a oscurecer ?



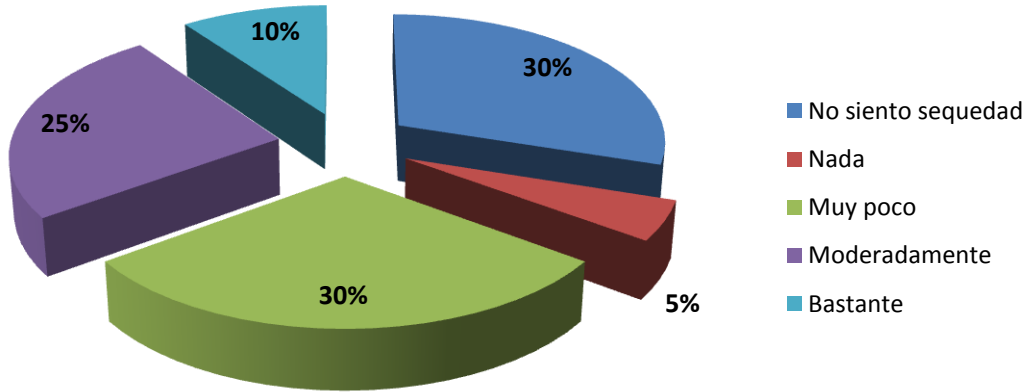
¿ Con qué frecuencia siente que ve destellos o halos alrededor de las luces cuando está cerca de luces brillantes durante la noche que le resulten incómodos o le dificulten la visión ?



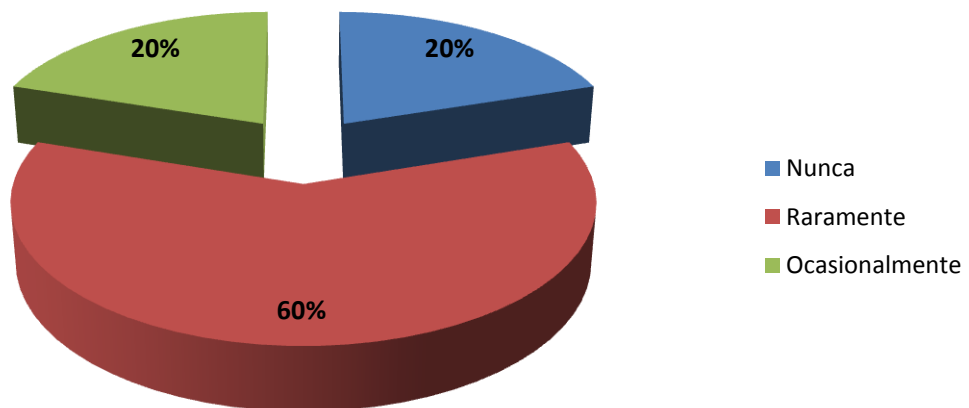
¿ Con qué frecuencia siente dolor o incomodidad dentro o alrededor de sus ojos (por ejemplo: ardor, picor, o dolor) ?



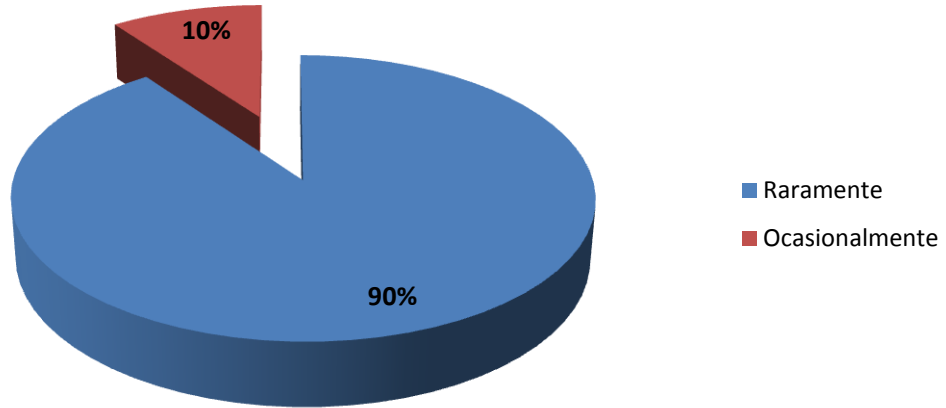
¿ Cuánto le molesta la sequedad de sus ojos ?



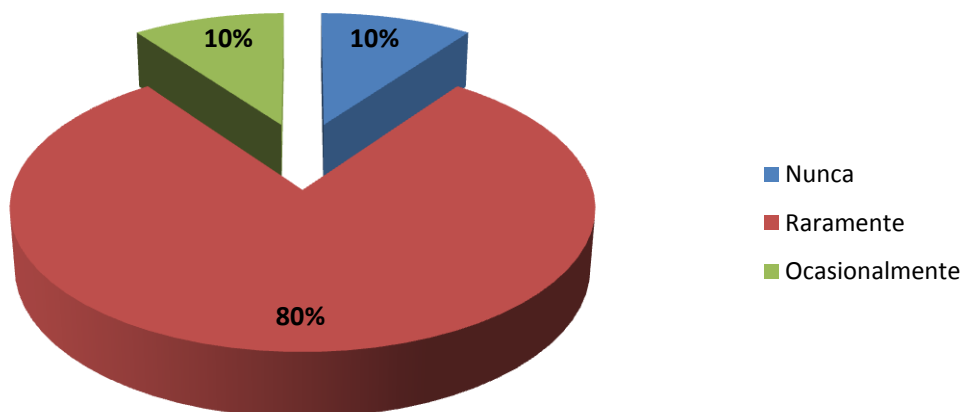
¿ Con qué frecuencia usted se siente molesto con cambios en su visión durante el día ?



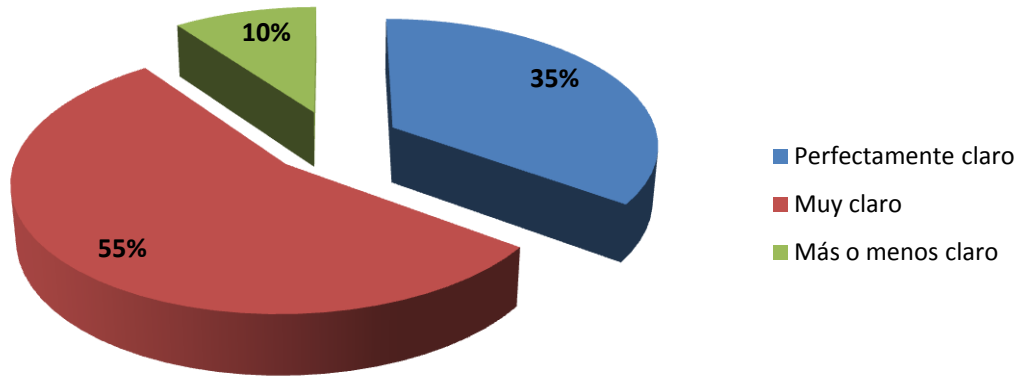
¿ Con qué frecuencia se preocupa con su visión o la corrección visual ?



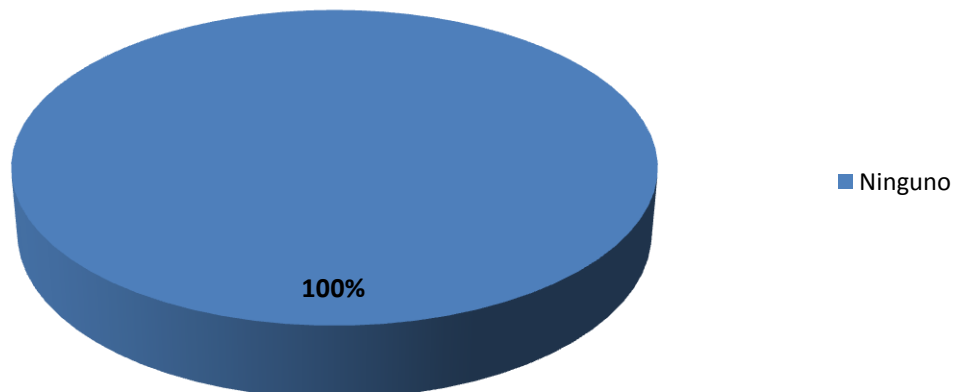
¿ Con qué frecuencia se da cuenta que piensa en su visión o la corrección visual ?



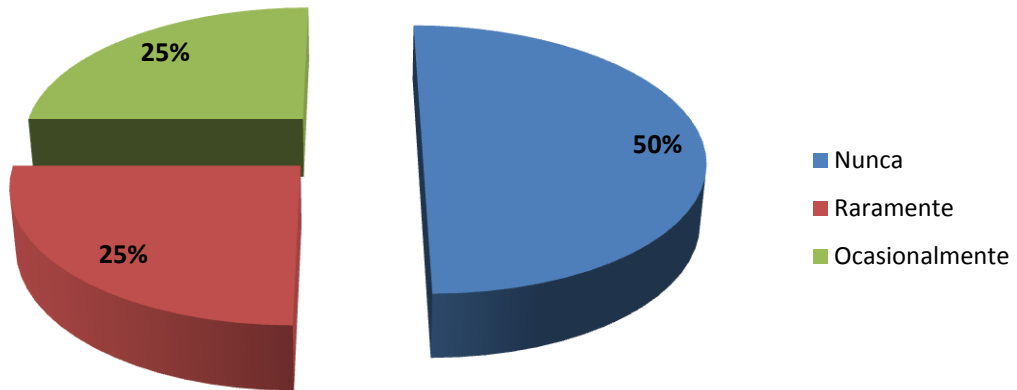
¿ En la actualidad, que claridad de visión tiene usted con la corrección que usa, incluyendo gafas, lentes de contacto, lupas, cirugía o sin nada ?



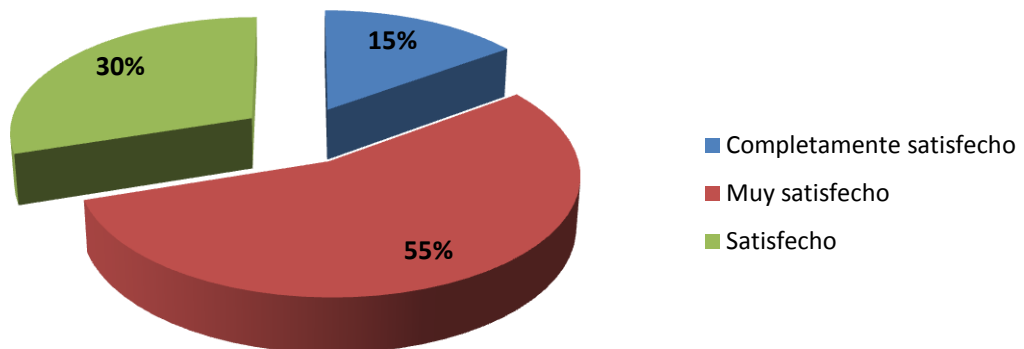
¿ Cuánto dolor o incomodidad siente dentro o alrededor de sus ojos (por ejemplo: ardor, picor, o dolor) ?



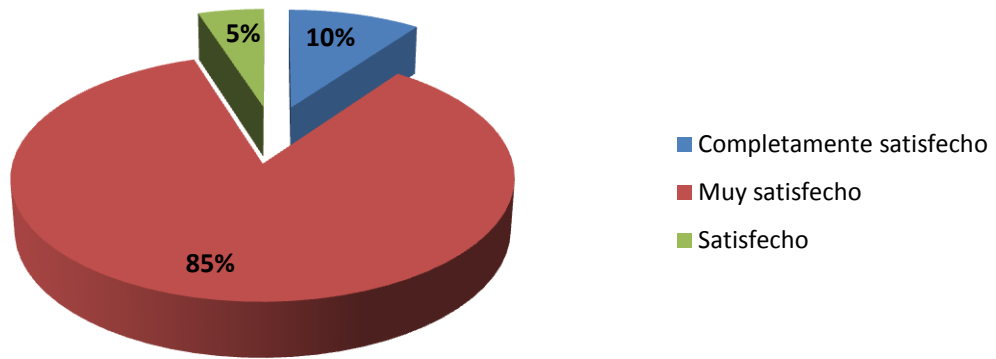
¿ Con qué frecuencia tiene dolores de cabeza que usted cree que están relacionados con su visión o su corrección visual ?



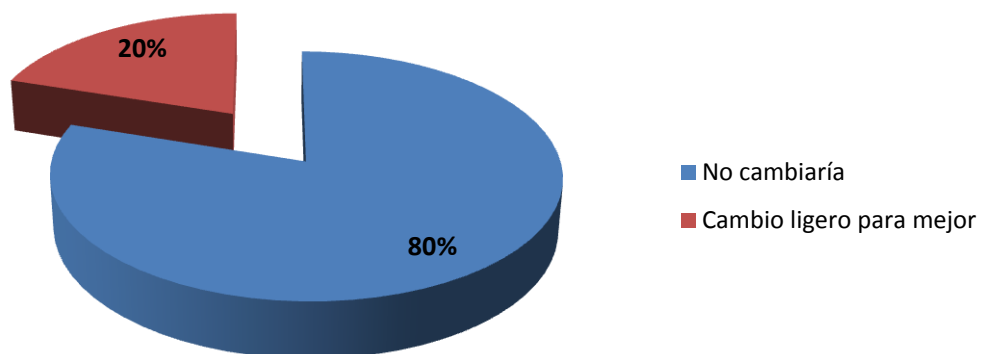
¿ Cuánto le satisfacen sus gafas, lentes de contacto, lupa, u otra corrección que use (incluyendo cirugía) ?



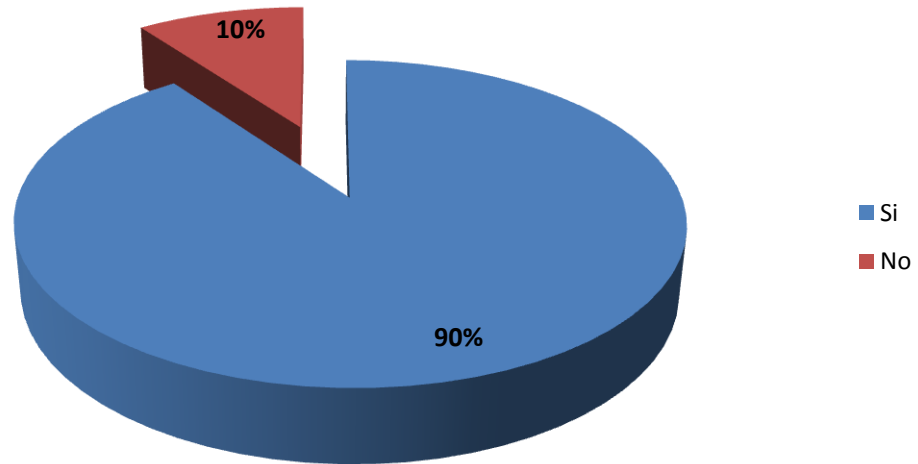
¿ Cuánto le satisfacen sus gafas, lentes de contacto, lupa, u otra corrección que use (incluyendo cirugía) en cuanto a la apariencia que le proporcionan ?



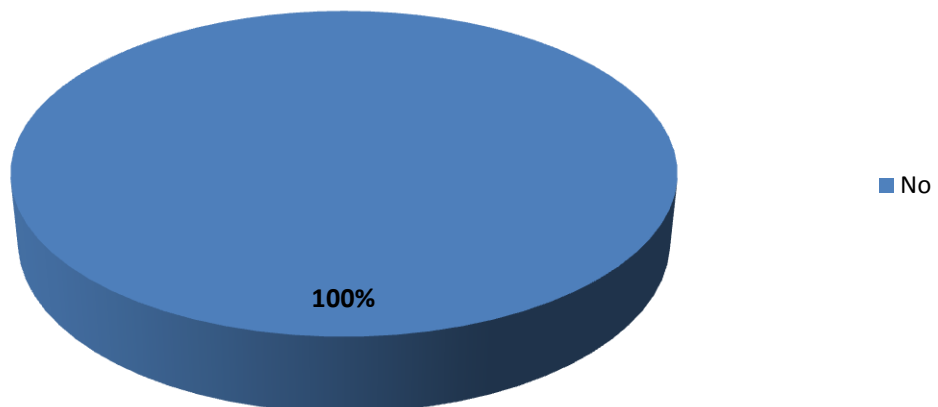
¿ Cuánto cree que cambiaría su vida si tuviese una visión perfecta sin gafas, lentes de contacto o cualquier otro tipo de corrección ?



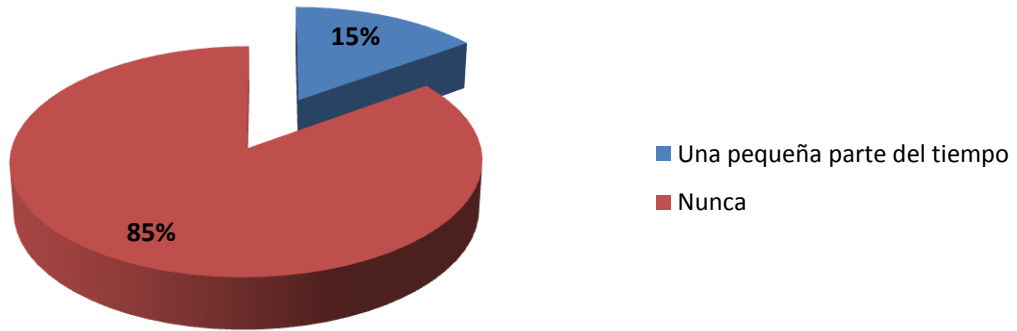
¿ La corrección visual que usa actualmente es la mejor que ha tenido nunca en cuanto a la apariencia que le proporciona ?



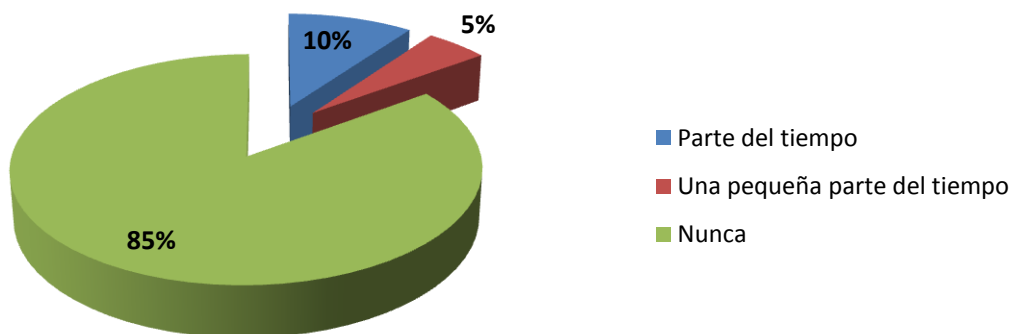
¿ Existe algún tipo de corrección visual que sea mejor que la que usted utiliza actualmente en términos de su apariencia ?



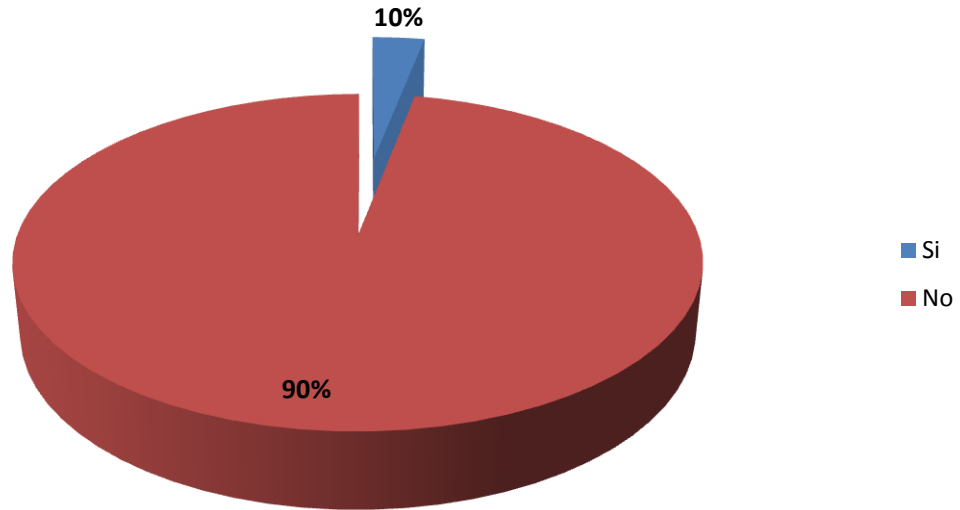
¿ Durante las últimas 4 semanas, con qué frecuencia ha usado un tipo de corrección o tratamiento que fuese incómodo porque le hacía ver mejor ?



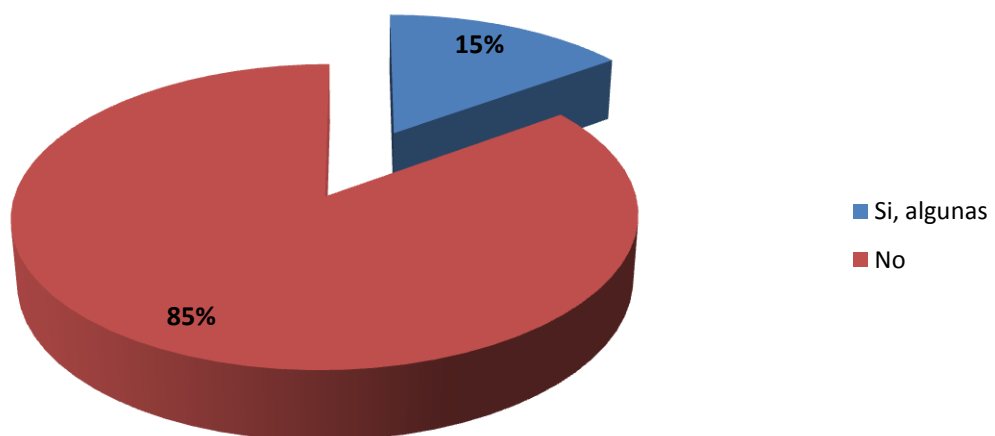
¿ Durante las últimas 4 semanas, con qué frecuencia ha usado un tipo de corrección visual que no haya corregido su visión así como otra corrección que le hacía ver mejor?



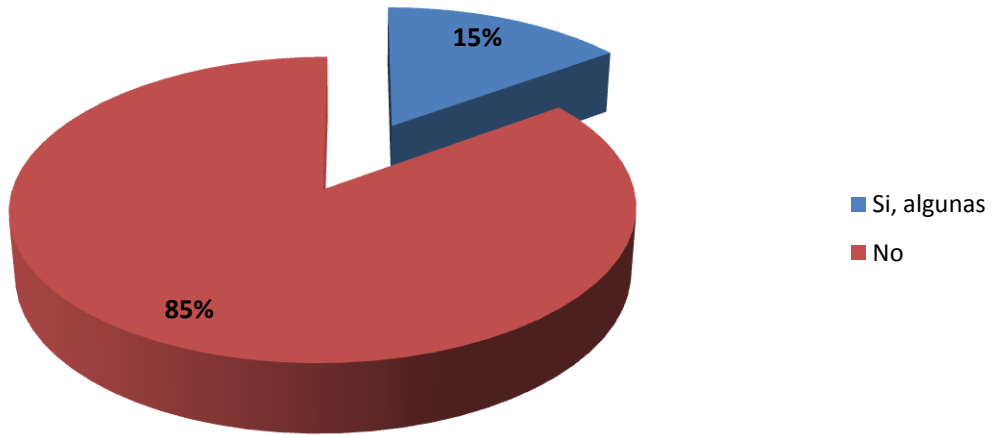
¿ Por culpa de su visión, participa menos de lo que le gustaría en actividades deportivas y al aire libre (ir de excursión, nadar, aeróbic, deportes de equipo, correr) ?



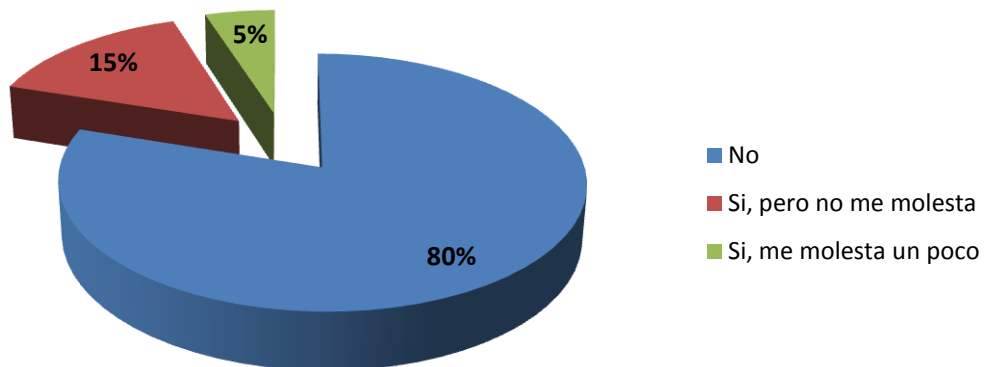
¿ Existe alguna actividad deportiva recreativa que no realiza debido a su visión o al tipo de corrección que usa?



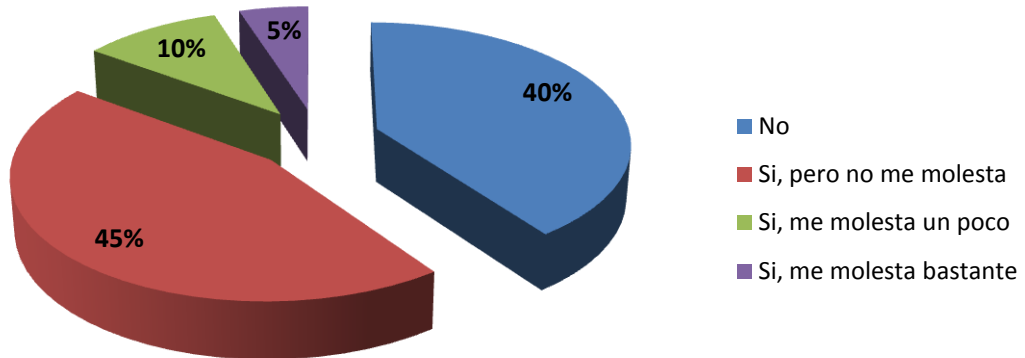
¿ Existe actividades diarias que le gustaría hacer pero no hace debido a su visión o al tipo de corrección que usa?



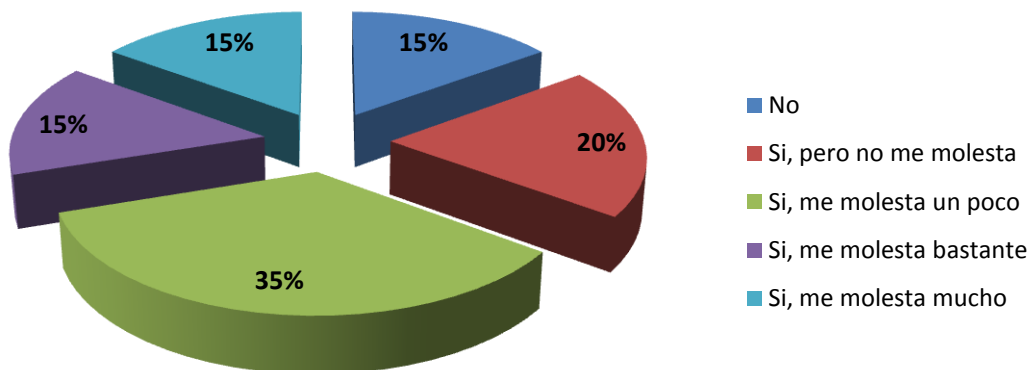
¿ Ha sentido problemas de lagrimeo en las últimas 4 semanas ?



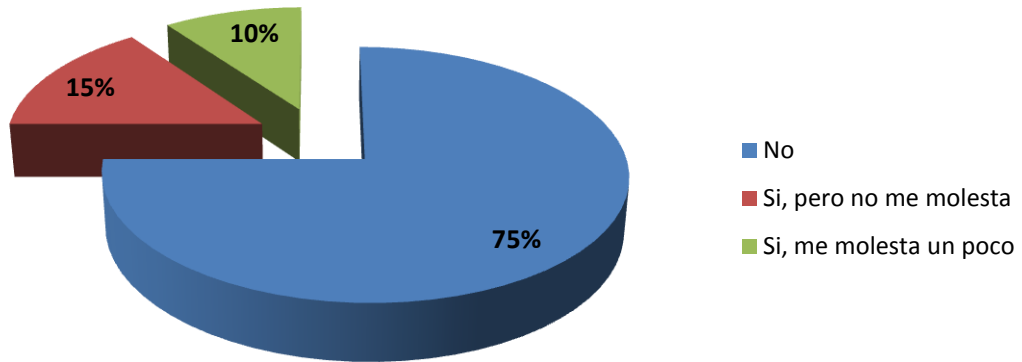
¿ Ha notado problemas de distorsión visual en las últimas 4 semanas ?



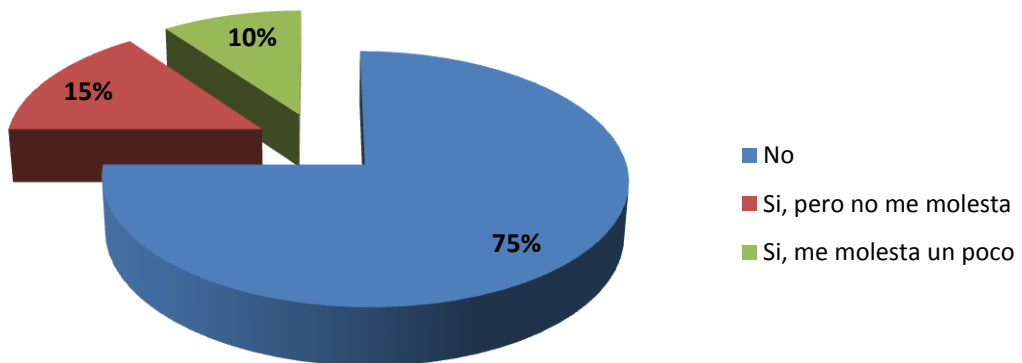
¿ Ha sentido problemas de deslumbramiento en las últimas 4 semanas?



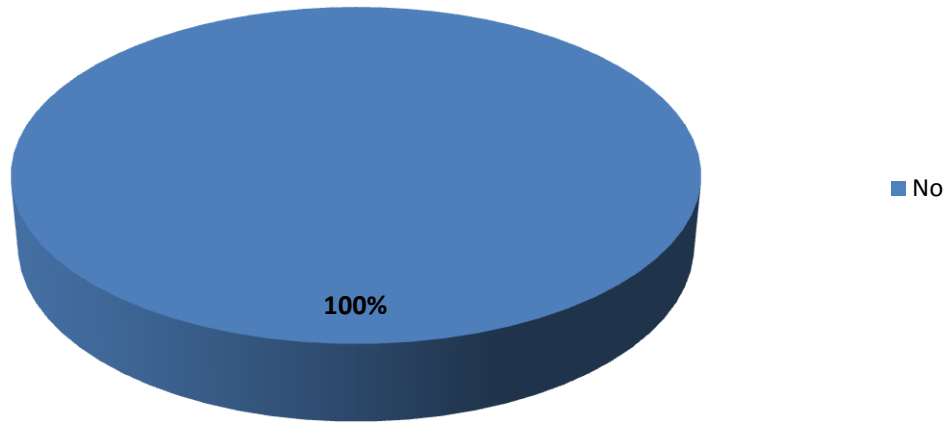
¿ Ha notado problemas de visión borrosa en su visión o con la corrección que usa actualmente en las últimas 4 semanas ?



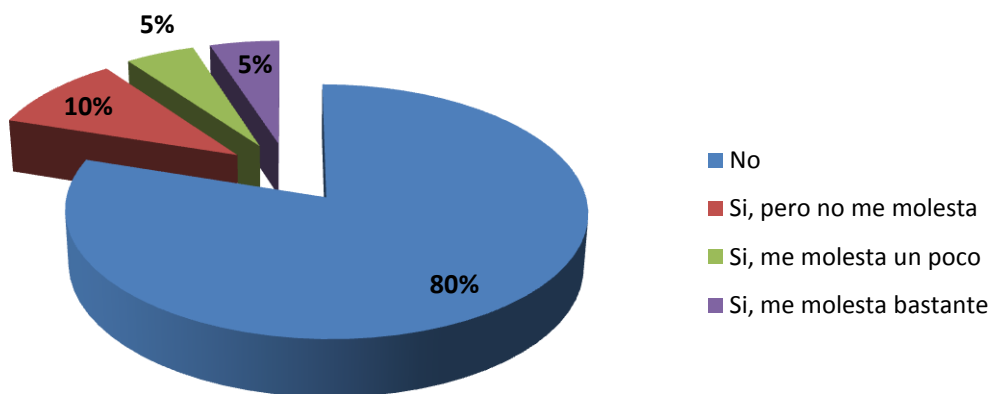
¿ Ha sentido algún problema de dificultad visual en las últimas 4 semanas ?



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



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



4.7. Discusión.

La sociedad está envejeciendo en la mayoría de los países desarrollados. Holden BA y colaboradores estimaron que en 2005 había 1.400 millones de presbitas en todo el mundo (Holden BA et al., 2008). Es probable que muchos de estos presbitas buscaran soluciones con LC para aliviar los síntomas de la presbicia. Por lo tanto, la corrección de la presbicia es y será una de las áreas más importantes de la práctica de las LC. La LC multifocal es la opción preferida por la mayoría de los usuarios (Richdale K et al., 2006) (Morgan PB et al., 2011), entre las soluciones de LC para presbicia, probablemente debido a que la estereopsis es mejor que con otras soluciones como la monovisión (Kirschen DG et al., 1999), (Ferrer- Blasco T et al., 2010). En estudios previos se ha demostrado que las LC multifocales alivian los síntomas de la presbicia en pacientes con astigmatismo inferior a 1.00D (Richdale K et al., 2006), (Guillon M et al., 2002). No obstante, un porcentaje importante de usuarios de LC tienen valores más altos de astigmatismo (Morgan PB et al., 2009).

Recientemente se han lanzado al Mercado nuevas LC multifocales tóricas para compensar tanto astigmatismo como presbicia. En esta Tesis Doctoral se evalúa una nueva LC multifocal tórica, de visión simultánea, para poder corregir la presbicia y astigmatismo (Proclear Multifocal Toric, Coopervision).

4.7.1. Agudeza visual (AV).

Los resultados obtenidos para la AV en visión de lejos, binocular y monocularmente, en condiciones fotópicas y mesópicas (sobre 20/20 y 20/25, respectivamente) y para la AV en visión de cerca, binocular y monocularmente, en condiciones fotópicas (sobre 20/20), muestran que la LC multifocal tórica estudiada proporciona buenos resultados tanto para la visión de lejos como para la visión de cerca.

Lamentablemente no hemos podido realizar una comparativa con otros estudios porque, hasta donde hemos podido comprobar, este es el primer trabajo que evalúa el rendimiento visual de una LC multifocal tórica para compensar presbicia y astigmatismo. No obstante, es interesante comparar los resultados de esta Tesis Doctoral con los obtenidos en otros estudios con otras LC multifocales de visión simultánea (sin superficie tórica, es decir para pacientes sin astigmatismo o con astigmatismo bajo). En un estudio previo llevado a cabo en la Universidad Estatal de Ohio por Richadale y colaboradores (Richadale K et al., 2006), los pacientes fueron adaptados con un sistema de monovisión y posteriormente con LCH multifocal (Soflens Multifocal, Bausch & Lomb) o en orden inverso, de un modo aleatorio. Los resultados de AV de alto y bajo contraste tanto en visión de lejos como en visión de cerca fueron muy similares para ambos grupos y un 76% prefirió las lentes multifocales tras haber probado ambas opciones. Ferrer-Blasco y colaboradores (Ferrer-Blasco T et al., 2011), demostraron resultados similares con la LC multifocal Proclear a los obtenidos en este estudio (-0.007 y 0.012 logMAR en visión de lejos y cerca respectivamente). Estos autores (2010) (Ferrer-Blasco T et al., 2010), también obtuvieron resultados similares

con la LC Focus Progressives y con la LC Purevision multifocal. Del mismo modo, estudios previos (Fisher et al., 2000), (Guillon M et al., 2002) realizados con LC Focus Progressives concuerdan con nuestros resultados (sobre 0 y 0.05 logMAR en visión de lejos y de cerca respectivamente). Sin embargo, Gupta y colaboradores (Gupta N et al., 2009), obtuvieron peores resultados con la LC PureVision de alta Ad (0.08 ± 0.10 y 0.27 ± 0.09 logMAR en visión de lejos y cerca respectivamente). Por tanto, al comparar los resultados de AV encontrados en los distintos estudios que analizan LCH multifocales de visión simultánea no tóricas, con los valores obtenidos para la AV en la presente Tesis Doctoral, podemos afirmar que la toricidad de la lente no implica en ningún caso un descenso en la AV.

No obstante, esta afirmación debería tomarse con precaución porque Chamberlain y colaboradores (Chamberlain P et al., 2011) han sugerido recientemente que los enfoques convencionales para determinar la AV no siempre reflejan la experiencia en el “mundo real” de los usuarios de LC tóricas blandas. Por ejemplo, estos autores concluyeron que un usuario de LC monofocales tóricas blandas sufriría una reducción de una línea en AV de cerca tras versiones diagonales del ojo (estos movimientos del ojo pueden ser necesarios en actividades diarias como conducir). Por lo que la medición estadística convencional de la AV puede sobreestimar la experiencia visual real de los usuarios. Por consiguiente, deberían realizarse posteriores estudios con métodos dinámicos de evaluación del rendimiento visual para usuarios de LC multifocales tóricas.

Un aspecto interesante del diseño de las LC estudiadas en la presente Tesis Doctoral es que están disponibles dos tipos de geometrías. El diseño “D” posee una

zona esférica central para la corrección de lejos rodeada de una zona esférica para la corrección de la visión intermedia y de cerca (figura 33). El diseño "N" tiene una zona esférica central para la corrección de cerca rodeada de una zona esférica para la corrección de la visión intermedia y de lejos (figura 34). El nomograma de adaptación recomendado por la casa comercial sugiere la adaptación de un diseño "D" (centro-lejos) en el ojo dominante y un diseño "N" (centro-cerca) en el ojo no dominante, de esta forma los pacientes alcanzarán una buena calidad visual binocular de lejos y cerca. Los resultados de esta Tesis Doctoral confirman esta hipótesis. Sin embargo, teniendo en cuenta que los diseños son diferentes, parece interesante comparar los resultados obtenidos con cada uno de los diseños de manera monocular. Analizando los resultados de AV de lejos no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos diseños, sin embargo con el diseño "N" se obtuvieron mejores valores de AV de cerca que con el diseño "D". Estos resultados pueden ser debidos al diámetro pupilar y a la Ad de la muestra seleccionada para la presente Tesis Doctoral (*esta justificación será tratada en el apartado de la función sensibilidad al contraste*). Por tanto y como será discutido en el apartado (4.7.4), los resultados obtenidos en la presente Tesis Doctoral podrían variar con otros tamaños de pupila, con otra Ad y/u otros diseños de LC.

4.7.2. Agudeza visual estereoscópica (AVE).

La visión binocular es de gran importancia a la hora de procesar toda la información visual correctamente del mundo que nos rodea. La base fundamental de la visión binocular es la representación fidedigna de nuestro entorno real en una única imagen visual. La AVE se define como la mínima disparidad binocular necesaria para dar sensación de profundidad (Pons A et al., 2004). Dados dos puntos, P y Q, que subtenden ángulos θ y θ' , la disparidad binocular entre estos será:

$$\eta = \theta - \theta'$$

Si consideramos la distribución de la figura 51, es fácil deducir que si la distancia entre los dos objetos es Δd , la disparidad binocular será:

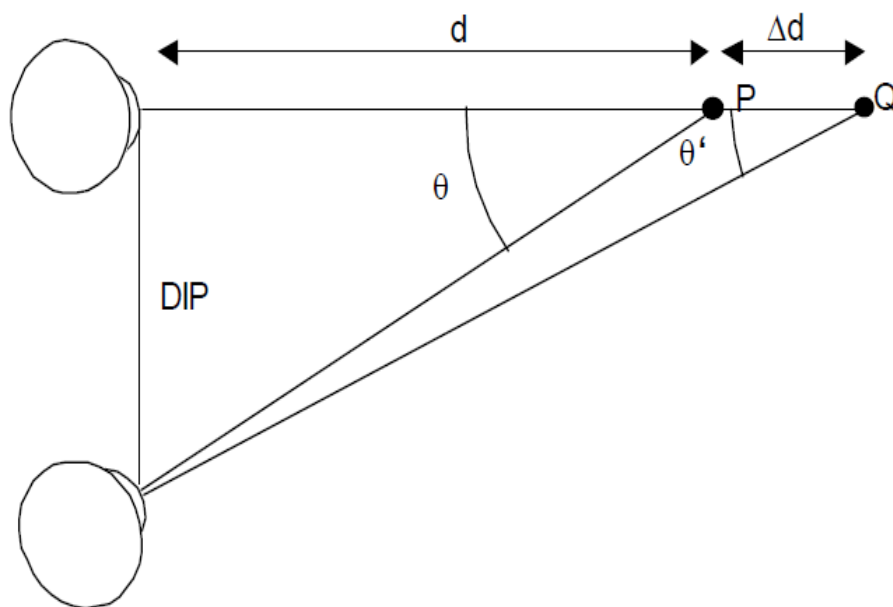


Figura 51: Medida de la disparidad binocular entre P y Q.

$$\eta = \frac{\Delta d}{d^2} DIP$$

El mínimo valor de η se corresponderá con la AVE. De esta manera de una forma sencilla a través de la medida de la AVE podemos conocer el estado binocular de cada paciente.

Dada la importancia de la AVE, en la presente Tesis Doctoral analizamos si la creación de imágenes simultáneas en la retina puede afectar a la AVE. Debido a la adaptación asimétrica de la LC multifocal tórica, ojo dominante/ no dominante, las imágenes retinianas que se forman en uno u otro ojo son diferentes, lo cual aumenta la probabilidad de que su fusión y la reducción al contraste que presenta cada una de ellas reduzcan la visión estereoscópica y se obtenga una peor AVE. Además es importante tener en cuenta que existen diversos factores que afectan a la estereopsis. Entre los factores degradantes se incluyen contraste reducido, error de refracción, heteroforia, aniseiconia y la edad (Wood ILC, 1983) (Adams AJ et al., 1988).

Los valores obtenidos para la estereopsis en esta Tesis Doctoral con las LC Proclear multifocales tóricas (62 ± 12 sg de arco) fueron ligeramente peores que los resultados obtenidos por Ferrer-Blasco y colaboradores (Ferrer-Blasco T et al., 2011), con la LC Proclear multifocal (54.8 ± 20.23 sg arco). No obstante, es muy importante tener en cuenta la disparidad de los valores para estereopsis obtenidos con el test de Random dot, ya que las medidas se calculan para una distancia fija de observación (40 cm) y la distancia interpupilar de los pacientes (6.0 cm). Con lo que cualquier cambio tanto de la distancia de observación como de la distancia interpupilar produciría

resultados diferentes. Por esta razón, para comparar adecuadamente los dos estudios podemos analizar las diferencias entre las LC multifocales con las lentes control (LC tóricas más gafas de lectura). De esta manera observamos que la diferencia es de 3 sg de arco para ambos estudios y estas diferencias no alcanzan significancia estadística. Por ello, los resultados de la estereopsis en nuestro estudio con las LC Proclear multifocal tórica realmente fueron similares a los obtenidos con las LC Proclear multifocal en el estudio de Ferrer-Blasco y colaboradores (Ferrer-Blasco T et al., 2011). Y por tanto, se puede sugerir que la creación de una superficie tórica en las LC multifocales de visión simultánea para corregir el astigmatismo no afecta a la AVE.

En estudios previos en los que se analizaba la estereopsis con LC multifocales se ha mostrado una alta variabilidad en los resultados (de 21 a 164 sg de arco) (Kirshen DG et al., 1999) (Fisher K et al., 2000) (Gupta N et al., 2009) (Woods J et al., 2009). El uso de diferentes principios ópticos (refracción o difracción) y el diseño de las lentes (Ad y zonas) producen diferentes imágenes en la retina y hace que estas diferencias sean plausibles. Como se ha explicado anteriormente deberíamos también considerar la distancia interpupilar de los pacientes examinados y la distancia de trabajo del test en cada estudio como factores que contribuyen a la variabilidad.

Analizando la bibliografía previa, tabla 10, el primer estudio fue el publicado por Sheedy y colaboradores (Sheedy JE et al., 1991) sobre 40 pacientes adaptados con las lentes Ciba Spectrum mediante el test de Randot. Los autores reportaron una AVE promedio de 60 sg de arco. Back y colaboradores (Back A et al., 1992), utilizando también el test de Randot sobre 15 pacientes con las lentes de diseño centro-cerca de CooperVision y la lente Echelon, encontraron medias de 92 ± 51 sg de arco y 95 ± 63

sg de arco, respectivamente. En 1999, Krischen y colaboradores (Krischen DG et al., 1999), con la lente Acuvue y utilizando el mismo test, encontraron un valor de 50.8 ± 25.4 sg de arco, en 19 pacientes. Los resultados hallados por Fisher y colaboradores (Fisher K et al., 2000) sobre 42 pacientes con la misma lente y las Focus Progressives fueron peores, sobre 95 y 75 sg de arco, respectivamente. Richdale y colaboradores (Richdale K et al., 2006) con la lente Soflens también encontraron peores resultados, siendo de 126 ± 137 sg de arco en 38 pacientes. Recientemente, Woods y colaboradores (Woods J et al., 2009), con la lente Air Optix Aqua de baja Ad sobre 25 pacientes, obtuvieron una media de 54 ± 35 sg de arco; Por el contrario Gupta y colaboradores (Gupta N et al., 2009), reportaron peores valores con la lente PureVision en 20 pacientes utilizando el test TNO Random dot: 174.0 ± 95.2 sg de arco. En 2010, Ferrer-Blasco y colaboradores (Ferrer Blasco T et al., 2010) analizaron los valores obtenidos para la AVE en un grupo de 20 pacientes con la lente Focus Progressive y con la lente Pure Vision Multifocal, utilizando el método Howard-Dolman y los test Titmus y Random dot, obteniendo como resultados con el método Howard-Dolman 21 ± 7.0 sg de arco con la LC Focus Progressive y 25 ± 9.0 sg de arco con la LC Pure visión multifocal, con el test Titmus los valores obtenidos fueron 54 ± 17 sg de arco y 74 ± 26 sg de arco para la Focus Progressive y la Pure visión multifocal respectivamente, y de 51 ± 21 sg de arco y 82 ± 26 sg de arco con la Focus progressive y la Pure visión multifocal respectivamente con el test de Random dot. En 2011 estos mismos autores (Ferrer Blasco T et al., 2011), en un estudio llevado a cabo con los mismos test utilizados para medir la AVE en su estudio anterior pero en este caso en un grupo de 25 pacientes y con la lente Proclear multifocal, obtuvieron los siguientes resultados;

Howard-Dolman 22.40 ± 8.23 sg de arco, Titmus 54.40 ± 18 sg de arco, Random dot 54.80 ± 20.23 sg de arco.

Referencia	LC	Test	Estereoagudeza (sg de arco)
Sheedy et al., 1991	Ciba Spectrum	Randot	~ 60
Back at al., 1992	Concentric Center-Near /CooperVision Echelon	Randot	$92 \pm 51/ 95 \pm 63$
Kirschen et al., 1999	Acuvue	Randot	51 ± 25
Fisher et al., 2000	Focus Progressive / Acuvue	Randot	~75 / ~95
Richdale et al., 2006	Bausch & Lomb Soflens	Randot	126 ± 137
Woods et al., 2009	Air Optix Aqua Low Add	Randot	54 ± 35
Gupta et al., 2009	Pure Vision */Low add/ High add	TNO Random dot	$174 \pm 95/ 153 \pm 102/ 200 \pm 85$
Ferrer-Blasco et al., 2010	Focus Progressive / Pure vision multifocal	Howard-Dolman Titmus Random dot	$21 \pm 7/ 25 \pm 9$ $54 \pm 17/ 74 \pm 26$ $51 \pm 21/ 82 \pm 26$
Ferrer-Blasco et al., 2011	Proclear multifocal	Howard-Dolman Titmus Random dot	22.40 ± 8.23 54.40 ± 18 54.80 ± 20.23

*Mismos valores para baja y alta Ad

Tabla 10: Resultados visuales de AVE obtenidos en diferentes estudios con distintas LC multifocales de visión simultánea.

Como anteriormente se ha expuesto parece que las LC multifocales proporcionan mejores valores de estereopsis que la monovisión. Vamos a considerar por tanto la monovisión mediante LC con el fin de poder comparar si existen diferencias entre los resultados publicados y los obtenidos en este estudio. Kirschen y colaboradores (Kirschen et al., 1999), obtiene unas medias de 287.8 ± 184.3 sg de arco. El estudio de Richdale y colaboradores (Richdale et al., 2006) reportó 205 ± 214 sg de arco, como medidas de AVE. Gupta y colaboradores (Gupta N et al., 2009) obtienen como resultados 273 ± 102 sg de arco. En el estudio de Woods y colaboradores (Woods et al., 2009) los valores obtenidos fueron 113 ± 125 sg de arco. Gutkowski y Cassin, 1991 (Gutkowski et al., 1991) reportan unos valores de AVE de 384 sg de arco. A tenor de los resultados publicados en la literatura científica sobre AVE con monovisión, y comparándolos con los obtenidos en esta Tesis Doctoral con LC multifocal tórica de visión simultánea, se puede concluir que la AVE es sustancialmente mejor con LC de visión simultánea que con monovisión. De la misma manera que se puede sugerir que el concepto de visión simultánea no tiene un importante efecto sobre la AVE, la adaptación balanceada (ojo dominante con una lente centro-lejos y ojo no dominante con una lente centro-cerca) y la creación de una superficie tórica para compensar el astigmatismo, no producen una reducción considerable de la AVE, y los valores obtenidos son similares a los que presentan LC de visión simultánea y adaptación simétrica entre ojos.

4.7.3. Desenfoque.

Las curvas de desenfoque son un método muy utilizado en estudios sobre la presbicia para evaluar el rango subjetivo de visión clara, método utilizado sobre todo en el análisis de los resultados con lente intraocular (LIO). La profundidad de enfoque, se puede definir como la variación en la distancia de la imagen en un sistema óptico que se puede tolerar sin reducir significativamente la nitidez o claridad de la imagen (Gupta N et al., 2007). Se asume que una imagen clara solo se da cuando coincide exactamente sobre la retina, pero la imagen retiniana de un objeto que se fija puede ser aceptablemente nítida aún cuando la imagen no se enfoque exactamente sobre la retina. La extensión a que la imagen puede localizarse delante o detrás de la retina sin dejar de verse nítida se denomina profundidad de foco del ojo (DoF) (Grosvenor T., 2005). La profundidad de campo está relacionada con el mismo principio, pero se refiere al rango de distancia en el cual un objeto puede ser colocado para que se mantenga una imagen clara (Wang B et al., 2004). Determinar la percepción subjetiva de la borrosidad al alterar la distancia de un objeto fijado en un ojo con capacidad de acomodación consiste en medir la AA. Y en un ojo que carece de capacidad acomodativa (presbicia) consiste en medir la DoF. Un método para medir la DoF son las curvas de desenfoque (Pieh S et al., 2004). Cuando realizamos la medida de la curva de desenfoque al colocar lentes negativas delante del ojo se produce inevitablemente una estimulación de la miosis pupilar, debido a la triada de cerca (Myers GA et al., 1990), esta miosis pupilar da lugar a que se produzca un aumento de la DoF (Trager MJ et al., 2005), por esta razón las curvas de desenfoque no constituyen el método más indicado

para medir la AV, pero sin embargo sí se pueden emplear como un método comparativo para evaluar la DoF (Ostring LA et al., 2004).

Gupta y colaboradores (Gupta N et al., 2009) han mostrado en un estudio donde comparan la función visual con LC multifocal (PureVision multifocal) y con LC monovisión (PureVision) que el rango de visión de cerca nítida es significativamente mayor con la lente multifocal Purevision adaptada bilateralmente que con monovisión. Esto es debido a que el diseño de LC multifocal, combinación de superficies esféricas con Ad de cerca, crea un efecto multifocal que mejora el rango de visión clara de cerca. En este estudio, el rango de visión clara de cerca para la LC multifocal fue de $(1.59 \pm 0.70D)$ y para la monovisión de $(1.21 \pm 0.77D)$. Así, los autores sugieren que las imágenes retinianas simultáneas creadas por las LC multifocales mejoran los resultados de este rango sobre la alternancia de supresión de la borrosidad interocular creada por la monovisión. Los resultados de la presente Tesis Doctoral concuerdan con estos resultados, porque en nuestro estudio el rango de visión clara de cerca fue de $(1.55 \pm 0.33D)$. Aunque habría que tener en cuenta que Gupta y colaboradores (Gupta N et al., 2009) analizaron las LC PureVision multifocal y en este trabajo se evalúa la LC Proclear multifocal toric, lo que por otro lado nos lleva a la conclusión que la superficie tórica para compensar el astigmatismo no afecta en el resultado de la LC multifocal tórica.

Por tanto, se puede concluir que La LC multifocal analizada en la presente Tesis Doctoral (figura 45) proporciona un campo progresivo de visión nítida, que abarca tanto la visión de lejos como la visión de cerca, pasando por la visión intermedia. Y no se encontraron diferencias significativas en el análisis de la curva de desenfoque

monocular (dominante/no dominante) de la LC multifocal (figura 46), quedando reflejado de esta manera que tanto la LC "D" como "N" admiten la misma tolerancia al desenfoque.

4.7.4. Función de sensibilidad al contraste (CSF).

El parámetro de rendimiento visual que mejor identifica las fronteras del espacio de la visión humana es la CSF, que traza la reciprocidad del umbral de contraste como función de la frecuencia espacial. De este modo aporta información del rendimiento visual en un rango de objetos a diferentes escalas. Se ha demostrado que con la medida de la CSF se ha podido detectar déficits en el rendimiento visual donde han fallado test de AV, permitiendo de esta manera una medición del rendimiento visual más sensible (Saarisalo S et al., 1992) (Cromerford J et al., 1983), incluso en presencia de alteraciones como el glaucoma, ambliopía, catarata o patología retiniana (Rajagopalan AS et al., 2007).

De esta manera, con el fin de analizar mejor la función visual de los sujetos a los que se les adaptó esta LC multifocal, en esta Tesis Doctoral se evaluó la CSF de lejos en condiciones fotópicas y mesópicas con y sin deslumbramiento, y la CSF de cerca en condiciones fotópicas.

En estudios previos se ha demostrado que la creación de imágenes retinianas simultáneas, tanto con la LIO multifocal como con la LC multifocal, reduce la CSF en condiciones fotópicas y mesópicas en comparación con los datos obtenidos con lente monofocal o monovisión (Alfonso JF et al., 2007) (Gupta N et al., 2009) (Madrid-Costa D et al., 2010). Esto se debe al principio de multifocalidad. Según este principio, la luz que entra al ojo se divide en dos o más enfoques (Montés-Micó R et al., 2004). Los resultados que obtenemos concuerdan con esto, puesto que si comparamos nuestros resultados de CSF de lejos y de cerca con la LC multifocal con los resultados obtenidos con la LC control (LC de una sola distancia), hallamos una reducción de la CSF con la LC

multifocal comparada con la obtenida con la LC monofocal, en todas las condiciones estudiadas (ver figuras 47, 48, 49 y 50). Aunque en esta Tesis Doctoral, tal y como ha ocurrido en estudios previos con LIO multifocal y LC multifocal, el promedio de CSF de lejos estaba dentro de los límites normales en condiciones fotópicas y mesópicas (Montés-Micó R et al., 2004). Gupta y colaboradores (Gupta N et al., 2009) evaluaron la CSF binocular de lejos y de cerca con la LC multifocal Purevision y obtuvieron resultados similares a los obtenidos en nuestro estudio.

En cuanto a la CSF en condiciones mesópicas, hasta donde tenemos conocimiento, este trabajo es el primero que se hace para evaluar la CSF con LC Multifocal Tórica de visión simultánea cuando el nivel de iluminación es reducido. Sin embargo, este parámetro ha sido ampliamente estudiado con LIOs multifocal de visión simultánea. Los estudios que evalúan la CSF con LIO multifocal de visión simultánea hallaron una disminución de la CSF cuando se reducía el nivel de luz, en particular en las frecuencias espaciales más altas (Montés-Micó R et al., 2004),(Blaylock JF et al., 2008),(Ferrer-Blasco T et al., 2008),(Alfonso JF et al., 2009),(Hayashi K et al., 2009),(Cionni RJ et al., 2009),(Madrid-Costa D et al., 2010),(Fernández-Vega et al., 2010). Esta tendencia concuerda con los datos clásicos sobre el efecto de la iluminación en la sensibilidad al contraste (Van Nes FL, 1967). Igualmente que en aquellos estudios con LIOs multifocales de visión simultánea, si analizamos las figuras 48 y 49, podemos observar que en esta Tesis Doctoral los pacientes con LC multifocal tórica de visión simultánea también tenían peores resultados en la CSF en condiciones mesópicas con y sin deslumbramiento.

Un aspecto interesante en el diseño de la LC utilizado en esta Tesis es las dos versiones que están disponibles. El diseño "D", con una zona central esférica para la corrección de la visión de lejos y una zona anular asférica para la corrección de la visión intermedia y de cerca, y el diseño "N", que tiene una zona esférica para la corrección de la visión de cerca y una zona anular asférica para la corrección de la visión intermedia y de lejos. El nomograma de adaptación que sugiere el fabricante es adaptar el diseño "D" (centro-lejos) en el ojo dominante, que enfatiza la visión de lejos y el diseño "N" (centro-cerca) en el ojo no dominante, ya que este diseño enfatiza la visión de cerca. De esta forma, los pacientes podrían alcanzar una buena calidad visual binocular de lejos y de cerca. Nuestros resultados de visión binocular concuerdan con esta hipótesis.

No obstante, creemos que es interesante analizar cada diseño por separado. Si comparamos la CSF de lejos en los dos diseños (ver figuras 47D, 48D y 49D), observamos que no se encontraron diferencias entre las lentes en ninguno de los niveles de luminosidad estudiados. Sin embargo, la CSF de cerca fue mejor con el diseño "N" que con el diseño "D" (figura 50D). Es probable que estas diferencias se pudieran explicar por dos razones: la muestra elegida para nuestro estudio y el diseño de la LC. La mayoría de nuestros sujetos eran présbitas incipientes, por tanto la mayoría de ellos utilizaban un diseño de LC con baja Ad. En la lente de diseño "N" de baja Ad el diámetro de la zona central (centro-cerca) es de unos 1.7 mm. Por otro lado, el promedio de diámetro pupilar de nuestra muestra de pacientes era de 3.46 ± 0.23 mm y 5.32 ± 0.36 mm en condiciones fotópicas y mesópicas respectivamente. Estos factores (diámetro pupilar de los pacientes de nuestra muestra y el diseño de la LC de baja Ad) pueden implicar que, para los présbitas incipientes, la zona de cerca del

diseño “N” no tenga efecto limitador en la visión de lejos, y por esa razón ambos diseños “D” y “N” obtuvieran similar calidad visual de lejos. Sin embargo, en visión de cerca, las medidas se realizaron en condiciones fotópicas (el promedio de diámetro pupilar en esta condición era de $3.46 \pm 0.23\text{mm}$) y el tamaño de la pupila se hace más pequeño debido al reflejo acomodativo (Loewenfeld IE, 1993) (Myers GA et al., 1990) (Madrid-Costa D et al., 2011). De manera que, en esta situación, el diseño “D” (este diseño consta de una zona central de unos 2.3 mm de diámetro dedicado a la visión de lejos) ofrece principalmente potencia en visión de lejos y por tanto este diseño no proporciona una calidad visual de cerca tan buena como la del diseño “N” (centro-cerca). Para confirmar esto se deberían realizar posteriores estudios que evalúen la CSF de lejos y de cerca con diferentes diámetros pupilares y con diferente potencia de Ad así como con diferentes diseños de LC multifocales. De este modo, se podría establecer la relación entre diámetro pupilar y el rendimiento de los diferentes diseños de LC multifocales.

4.7.5. Cuestionario.

La satisfacción de los pacientes con las LC multifocales tóricas se registró con el cuestionario normalizado, NEI-RQL-42 (Anexo II). A cada paciente se le pidió que completara el cuestionario basándose en su experiencia tras el uso de las LC Proclear Multifocal Tóric. Dicho cuestionario consta de cuarenta y una preguntas, cuyas posibles respuestas son: Sin dificultad, una pequeña dificultad, dificultad moderada, mucha dificultad.

Analizando los resultados arrojados por el cuestionario NEI-RQL-42 para preguntas orientadas hacia; expectativas, en casos de evaluación de las distancias, observación de objetos laterales, fluctuaciones de visión diurna o preocupación por su corrección, no se han encontrado diferencias significativas. Resultados que coinciden con los obtenidos por Kathryn y colaboradores (Kathryn R et al., 2006), cuando emplean el mismo cuestionario en un estudio donde comparan la corrección con LC multifocales (SofLens Multifocal, Bausch & Lomb) y monovisión (SoftLens 59, Bausch & Lomb), en pacientes presbitas con astigmatismo bajo. Las preguntas del cuestionario sobre los síntomas de incomodidad, sequedad, ardor, lagrimeo, picor y dolor, no obtienen un valor significativo en nuestro estudio, no ocurriendo así en el estudio de Kathryn y colaboradores (Kathryn et al., 2006). La razón por la que obtengamos distintas respuestas en estas preguntas se puede explicar debido a que estos síntomas suelen ser comunes en los nuevos usuarios de LC. Kathryn y colaboradores (Kathryn et al., 2006) excluían a los pacientes con experiencia previa en LC multifocales o monovisión, de manera que más de dos terceras partes de los sujetos de su muestra

eran nuevos usuarios, no ocurriendo así en esta Tesis Doctoral, donde no era condición de exclusión haber sido usuario de LC con anterioridad.

En general todos los sujetos del estudio presentan una satisfacción máxima a la hora de poder realizar actividades diarias, recreativas y deportivas. El 75% remiten no tener dificultades a la hora de realizar sus actividades cotidianas. De la misma manera, el 95% presenta no tener ninguna dificultad en participar en actividades deportivas o al aire libre. Resultados que concuerdan con otros estudios previos que han utilizado este cuestionario (Hays RD et al., 2003) (McDonnell PJ et al., 2003).

Hay que tener en cuenta también que los sujetos estaban significativamente más contentos (90%) con la apariencia que le proporciona la LC.

Sí encontramos un aumento estadísticamente significativo con problemas de deslumbramiento, frecuencia de destellos y halos alrededor de las luces (50% parte del tiempo). Problemas para adaptarse a la oscuridad (60% remiten una pequeña dificultad). Dificultades a la hora de conducir con mucho tráfico o mal tiempo (45 % dificultad moderada). Y una pequeña dificultad en la conducción nocturna (25%). Muchos estudios han demostrado que el deslumbramiento es una de las grandes quejas con LC multifocales y monovisión (Johannsdottir KR et al., 2001) (Jain S et al., 1996) (Josephson JE et al., 1990) (Wetin E et al., 2000) (Back A et al., 1992) (Zandvoort SW et al., 1993). Estos resultados subjetivos están relacionados con la disminución de la CSF con deslumbramiento que encontramos en esta Tesis Doctoral (*explicado con anterioridad en el apartado, 4.7.4. Función de sensibilidad al contraste, CSF*).

Respecto a la visión de cerca, dificultad para leer un texto normal (90% sin dificultad), realizar tareas de cerca o aficiones que requieran una buena visión en distancias próximas, los sujetos se muestran totalmente satisfechos. Si existe una

pequeña dificultad (65%), a la hora de poder leer letras bastante pequeñas en la guía de teléfono, prospectos de medicamentos o documentos legales (contratos, etc).

La tendencia a las respuestas del cuestionario fue de una gran satisfacción general con las LC multifocales tóricas.

4.7.6. Relevancia clínica.

La relevancia clínica de esta Tesis Doctoral queda demostrada por ser el primer estudio que valora la toricidad de una LC multifocal, y los resultados obtenidos en el avalan la afirmación de que es posible utilizar una LC que cubra las necesidades de los pacientes presbitas con astigmatismo sin poner en riesgo sus necesidades visuales, sin embargo estudios actuales (Chamberlain P et al., 2011), sugieren que los enfoques convencionales para determinar la AV no siempre reflejan la experiencia en el “mundo real” de los usuarios de LC tóricas blandas (*explicado con anterioridad en el apartado 4.7.1. Agudeza visual*). Por lo que la medición estadística convencional de la AV puede sobreestimar la experiencia visual real de los usuarios. Debería abrirse una línea de investigación que utilizara métodos dinámicos que pudieran evaluar el rendimiento visual en aquellos usuarios de LC multifocales tóricas (*desarrollado posteriormente en el apartado 5.2 líneas de investigación futuras*).

El poder trabajar con una LC cuyo diseño a su vez se subdivide en otros dos diseños, diseño “D” (zona central de unos 2.3 mm de diámetro dedicado a la visión de lejos) potenciando la visión de lejos, y diseño “N” (zona central de 1.7 mm de diámetro dedicada a la visión cerca) potenciando la visión de cerca, permite un abanico muy amplio en los estudios dedicados a las LC de visión simultánea. Comparando parámetros como AV, AVE o DoF, en este estudio hemos analizado en profundidad la calidad visual obtenida con estas lentes, y de esta manera comprobamos que se respeta el equilibrio binocular, aún utilizando dos diseños diferentes que potencian en un caso la visión de lejos y en el otro la visión de cerca sin romper dicho equilibrio binocular. La comparativa del diseño dominante y no

dominante evidencia la influencia del diámetro pupilar en el rendimiento de estas LC multifocales tóricas de visión simultánea.

CONCLUSIONES FINALES

5. Conclusiones finales.

5.1. Conclusiones.

1. Las LC multifocales tóricas, Proclear Multifocal Toric, proporcionan un buen rendimiento visual en términos de AV en visión de lejos, intermedia y de cerca, sin comprometer la estereopsis, siendo una buena opción para compensar la presbicia y el astigmatismo.
2. La toricidad de la lente generada con el objetivo de corregir la visión en ojos con astigmatismo y presbicia, no produce un descenso en los resultados visuales analizados.
3. La LC Proclear multifocal toric, proporciona un campo progresivo de visión nítida. Los diseños “D” y “N”, admiten la misma tolerancia al desenfoque. Estableciendo de esta manera, que la LC cubre las necesidades de claridad visual en las tareas que se desarrollan a diferentes distancias en la vida cotidiana.
4. La LC multifocal tórica estudiada da lugar a un un buen rendimiento visual en los diferentes niveles de iluminación analizados.
5. El diámetro pupilar adquiere una gran relevancia en los diseños de LC multifocales tóricas de visión simultánea a la hora de obtener unos buenos

resultados visuales.

6. La satisfacción de los sujetos tras el porte de las LC Proclear multifocal tóric, es buena, validando así la comodidad y las expectativas por parte de los usuarios de estas LC.

5.2. Líneas futuras de investigación.

Los resultados de este trabajo han demostrado que la LC tórica de visión simultánea, pueden potencialmente proporcionar un equilibrio de la función visual en el mundo real. Las personas presbitas con astigmatismo que desean utilizar una corrección visual con LC, pueden hacerlo con estas lentes sin ver perjudicado su rendimiento visual por el uso de LC. Sin embargo, los estudios realizados en la presente Tesis Doctoral no están exentos de limitaciones y por tanto sería conveniente realizar futuros estudios como los que se enumeran a continuación:

1. Estudios con diferentes tamaños de pupila y con diferentes diseños de LC multifocales tóricas (ya que este es el primer estudio realizado con LC multifocales tóricas) para poder de esta manera establecer la relación entre el diámetro de la pupila y el rendimiento de los diferentes diseños de LC multifocales tóricas. Los valores de AV que obtenemos en esta Tesis Doctoral son óptimos comparándolos con otros estudios realizados con LC multifocales, pero estudios actuales (Chamberlain P et al., 2011), sugieren que los enfoques convencionales para determinar la AV no siempre reflejan la experiencia en el “mundo real “de los usuarios de LC tóricas blandas. De manera que medir la AV de una forma convencional puede sobreestimar la experiencia visual real que tienen los usuarios de LC multifocales. Sería interesante poder abrir una línea de investigación que utilizara métodos dinámicos que pudieran evaluar el rendimiento visual en aquellos usuarios de LC multifocales tóricas. De la misma manera que ocurre con los resultados para la AV,

cuando estudiamos la CSF en distintas condiciones de iluminación; fotópica, mesópica, y mesópica con deslumbramiento (glare 1), obtenemos buenos resultados comparados con otros estudios que analizan la CSF, pero sabemos que estos valores también dependen del tamaño pupilar y de la Ad utilizada. Así pues, se deberían realizar posteriores estudios que evalúen la CSF de lejos y de cerca en diferentes diámetros pupilares y con diferente potencia de Ad así como con diferentes diseños de LC multifocales, avalando de esta manera, al igual que pasaba con la AV, la relación entre rendimiento visual y el diámetro de la pupila en las LC multifocales tóricas de visión simultánea.

2. El rango subjetivo de visión clara de cerca que obtenemos mediante la curva de desenfoque, es un parámetro que no está estudiado con profundidad en los diseños de LC para presbicia, sin embargo si es un método ampliamente utilizado en estudios para evaluar el desenfoque en LIO (Ostring LA et al.,2004). Por tanto, se abre una puerta a una nueva línea de investigación que podría analizar la validez de los distintos diseños de LC multifocales, si se realiza un estudio comparativo con distintas LC multifocales, de diferentes diseños, comparando los resultados para el rango subjetivo de visión clara obtenidos en cada diseño. Y aunque existen autores (Gupta N et al., 2007) que indican que las imágenes retinianas simultáneas creadas por las LC multifocales mejoran los resultados de este rango, sería interesante disponer de un estudio donde se analizaran distintas LC multifocales tóricas, con distintos diseños, para poder comparar los resultados de DoF. De la

misma manera, al no encontrar diferencias significativas entre el diseño “D” y el diseño “N” en las curvas de desenfoque, se plantea que la tolerancia al desenfoque es la misma para ambos diseños, pero se podría analizar con más profundidad esta afirmación si se comparara con otras LC multifocales con diseños similares, centro-lejos y centro cerca.

3. Dado que el grado de la ametropía (Maltzman B et al., 1984) (Young G et al., 2002) (Tran L, 2008) puede influir en la estabilidad y orientación de un lente tórico, sería conveniente realizar un estudio que pudiera analizar la influencia real que tiene el grado de la ametropía con la estabilización de una LC multifocal tórica de visión simultánea.
4. Sería interesante estudiar todos los parámetros analizados en esta Tesis Doctoral en un periodo más prolongado de tiempo. La duración de la portabilidad de las LC, en ambos grupos, grupo control y grupo de estudio, fue de un mes en ambos casos. Para buscar posibles cambios en dichos parámetros a causa de una neuroadaptación de los sujetos a la multifocalidad (Pepin SM, 2008), sería conveniente analizar estos parámetros en un estudio cuando la portabilidad de las LC en ambos grupos fuera de seis meses, esta cuestión es importante porque se ha sugerido que tras la implantación de LIO multifocales, la función visual tarda meses en alcanzar su potencial máximo (Montés-Micó R et al., 2003), porque es necesario un proceso de aprendizaje para la imagen simultánea. Por tanto parece lógico pensar que el proceso de aprendizaje sería de la misma manera necesario para las LC multifocales

de visión simultánea, certificando dicho aprendizaje si los parámetros de este estudio cambiaran con el tiempo.

BIBLIOGRAFÍA

6. Bibliografía.

Adams AJ, Wong LS, Wong L et al. (1988) Visual acuity changes with age: some new perspectives. *Am J Optom Physiol Opt.* 65, 403-6.

Alfonso JF, Fernández-Vega L, Amhaz H et al. (2009) Visual function after implantation of an aspheric bifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg.* 35, 885-892.

Alfonso JF, Fernández-Vega L, Baamonde B et al. (2007) Prospective visual evaluation of apodized diffractive intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* 33, 1235-1243.

Alongi S, Rolando M, Corallo G et al. (2001) Quality of vision with presbyopic contact lens correction: subjective and light sensitivity rating. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 239, 656-63.

Anderson CW, Bierly JR, Litteral G et al.(1996) A quantitative and qualitative assessment of the NOVAWET-Perception bifocal contact lens. *CLAO J.* 22, 109-13.

Ardaya D, DeVuono G, Lin I et al. (2004) The effect of add power on distance vision with acuvue bifocal contact lens. *Optometry.*75, 169-174.

Arieta CEL, Alvez MR, Lobao-Neto AA. (2009) The importance of the stabilization mechanism in astigmatism soft contact lens. The Accelerated Stabilization Design–ASD. *RBM.* 66, 52-57.

Back A, Grant T, Hine N. (1992) Comparative visual performance of three presbyopic contact lens corrections. *Optom Vis Sci.* 69, 474-80.

Bennett ES, Hansen D. (2004) Presbyopia: Gas permeable bifocal fitting and problem-solving. *Manual of Gas-Permeable Contact Lenses*, 2nd ed. St. Louis, MO: Elsevier Science. 324-356.

Bennett ES, Jurkus JM. Presbyopic correction. (2005) *Clinical Contact Lens Practice*, 2nd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins. 18-27.

Bennett ES. (2008) Contact lens correction of presbyopia. *Clin Exp Optom*. 91, 265-278.

Bergenske P. (2005) Prescribing soft toric contact lens. *CL Spectrum*. 19, 34-39.

Blaylock JF, Si Z, Atchison S et al. (2008) Visual function and change in quality of life after bilateral refractive lens exchange with ReSTOR multifocal intraocular lens. *J Refract Surg*. 24, 265-273.

Borish's. (2006) *Clinical Refraction*. Second Edition. 4, 131.

Brungardt T. (1973) The monovision system for presbyopic contact lens fitting. *Optom Wkly*. 64, 47.

Cairns G. (2010) Rotational stability of silicone hydrogel toric contact lenses. *Optician*. Jan 8. 26-28.

Celia F. (2006) Multifocal contacts make headway. *Rev Optom*. 143, 38-43.

Chamberlain P, Morgan PB, Moody KJ et al. (2011) Fluctuation in visual acuity during soft toric contact lens wear. *Optom Vis Sci*. 8, 534-8.

Chapman GJ, Vale A, Buckley J et al. (2010) Adaptive gait changes in longterm wearers of contact lens monovision correction. *Ophthalmic Physiol Opt.* 30, 281-288.

Cionni RJ, Chang DF, Donnenfeld ED et al. (2009) Clinical outcomes and functional visual performance: comparison of the ReSTOR apodised diffractive intraocular lens to a monofocal control. *Br J Ophthalmol.*93, 1215-1219.

Collins MJ, Brown B, Bowman KJ. (1989) Contrast sensitivity with contact lens correction for presbyopia. *Ophthalmic Physiol Opt.* 9, 133-138.

Collins MJ, Goode A. (1994) Interocular blur suppression and monovision. *Acta Ophthalmol Scand.* 72, 376-380.

Cromerford J. (1983) Evaluation using contrast sensitivity functions. *Am J Optom Physiol Opt.* 60, 394-398.

Dabkowski JA, Roach MP, Begley CG. (1992) Soft toric versus spherical contact lenses in myopes with low astigmatism. *Int Contact Lens Clin* .19, 252-256.

Davis RL. (2003) Pinpoint success with GP multifocal lenses. *Contact Lens Spectrum.* 18, 25-38.

Desmond F. (1997) Curso de lentes de contacto: Módulo 3. International Association of Contact Lens Educators.3.5, 215-233.

Du Toit R, Ferreira JT, Nel ZJ. (1998) Visual and nonvisual variables implicated in monovision wear. *Optom Vis Sci.*75, 119-125.

Durán de la Colina JA, Aguado del Yerro I. (1998) Complicaciones de las Lentes de Contacto. 12.2, 58-59.

Edwards K. (1999) Contact lens problem-solving: bifocal contact lenses. *Optician*. 218, 26-32.

Efron N, Morgan PB, Katsara SS. (2001) Validation of grading scales for contact lens complications. *Ophthal Physiol Opt*. 21, 17-29.

Efron N, Morgan PB, Woods CA. (2010) Trends in Australian contact lens prescribing during the first decade of the 21st Century (2000–2009). *Clin Exp Optom*.93, 243-252.

Eghbali F, Husi E, Eghbali K et al. (1996) Oxygen transmissibility at various locations in hydrogel toric prism-ballasted contact lenses. *Optom Vis Sci*.96, 164-168.

Eric B. Papas, Teresa Decenzo-Verbeten, Desmond Fonn et al. (2009) Utility of Short-Term Evaluation of Presbyopic Contact Lens Performance. *Eye & Contact Lens*. 3, 144-148.

Erickson DB, Erickson P. (2000) Psychological factors and sex differences in acceptance of monovision. *Percept Mot Skills*. 91, 1113-1119.

Erickson P, McGill EC. (1992) Role of visual acuity, stereoacuity and ocular dominance in monovision patient success. *Optom Vis Sci*. 69, 761-764.

Erickson P, Schor C. (1990) Visual function with presbyopic contact lens correction. *Optom Vis Sci*. 67, 22-28.

Fernández-Vega L, Madrid-Costa D, Alfonso JF et al. (2010) Bilateral implantation of the Acri.LISA bifocal intraocular lens in myopic eyes. *Eur J Ophthalmol*. 20, 83-89.

Ferrer-Blasco T, Madrid-Costa D. (2011) Stereoacuity with balanced presbyopic contact lenses. *Clinical and Experimental Optometry*. 94, 76-81.

Ferrer-Blasco T, Madrid-Costa D. (2010) Stereoacuity with simultaneous vision multifocal contact lenses. *Optom Vis Sci.* 87, 663–668.

Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R, Cerviño A et al. (2008) Contrast sensitivity after refractive lens exchange with diffractive multifocal intraocular lens implantation in hyperopic eyes. *J Cataract Refract Surg.* 34, 2043-2048.

Fisher K, Bauman E, Schwallie J. (2000) Evaluation of two new soft contact lenses for correction of presbyopia: the Focus Progressives multifocal and the Acuvue Bifocal. *Int Contact Lens Clin.* 26, 92–103.

Fonda G. (1966) Presbyopia corrected with single vision spectacles or corneal lenses in preference to bifocal corneal lenses. *Trans Ophthalmol Soc Aust.* XXV, 46-50.

Fukasaku S. (1999) Eye world dialogue. March. 36-38.

Garcia Serrano JI, Lopez Raya R. (2002) Variables related to the firsts presbyopia correction. *Arch Soc Esp Oftalmol.* 77, 11.

Grosvenor Th. (2005) *Optometría de atención primaria.* Masson. 1, 10.

Guillon M, Maissa C, Cooper P et al. (2002) Visual performance of a multi-zone bifocal and a progressive multifocal contact lens. *CLAO J.* 28, 88-93.

Guo HQ, Atchison DA. (2010) Subjective blur limits for cylinder. *Optom Vis Sci.* 87, 549-559.

Gupta N, Naroo SA, Wolffsohn JS. (2007) Is randomization necessary for measuring defocus curves in pre-presbitas? *Contact Lens Anterior Eye.* 30, 119-124.

Gupta N, Naroo SA, Wolffsohn JS. (2009) Visual comparison of multifocal contact lens to monovision. *Optom Vis Sci.* 86, 98-105.

Gutkowski M, Cassin B. (1991) Stereopsis and monovision in the contact lens management of presbyopia. *Binoc Vis Quartely.* 6, 31-36.

Hanks AJ, Weisbarth RE. (1983) Troubleshooting soft toric contact lenses. *ICLC.* 10, 3015-3017.

Hansen DW. (1999) Advanced multifocal fitting and management. *Contact Lens Spectrum.* 14, 25-33.

Hansen DW. (2001) It's time to minimize monovision. *Contact Lens Spectrum.* 16, 15.

Harris MG, Kuntz S, Morris C et al. (2005) Use of presbyopic contact lens corrections in optometric practices. *Contact Lens Spectrum.* 20, 42-46.

Hayashi K, Manabe S, Hayashi H. (2009) Visual acuity from far to near and contrast sensitivity in eyes with a diffractive multifocal intraocular lens with a low addition power. *J Cataract and Refract Surg.* 35, 2070-2076.

Hays RD, Mangione CM, Ellwein L et al. (2003) Psychometric properties of the National Eye Institute-Refractive Error Quality of Life instrument. *Ophthalmology.* 110, 2292-301.

Holden BA, Fricke TR, Ho SM et al. (2008) Global vision impairment due to uncorrected presbyopia. *Arch Ophthalmol.* 126, 1731-9.

Holden BA. (1975) The Principles and Practice of Correcting Astigmatism with Soft Contact Lenses. *Aust J Optom.* 58, 279.

Hom MM. (2000) Monovision and bifocals. Manual of Contact Lens Fitting and Prescribing with CD-ROM, 2nd ed. 327-354.

Jain S, Arora I, Azar DT. (1996) Success of monovision in presbyopes: review of the literature and potential applications to refractive surgery. *Surv Ophthalmol.* 40, 491-499.

Johannsdottir KR, Stelmach LB. (2001) Monovision: a review of the scientific literature. *Optom Vis Sci.* 78, 646-651.

Josephson JE, Caffery BE. (1987) Monovision versus aspheric bifocal contact lenses: a crossover study. *J Am Optom Assoc.* 58, 652-654.

Josephson JE, Erickson P, Back A et al. (1990) Monovision. *J Am Optom Assoc.* 61, 820-6.

Kathryn R, Lynn M, Zadnik K. (2006) Comparison of Multifocal and Monovision Soft Contact Lens Corrections in patients with Low-Astigmatic presbyopia. *Optom Vis Sci.* 83, 266-273.

Key JE, Morris K, Mobley CL. (1996) Prospective clinical evaluation of Sunsoft Multifocal contact lens. *CLAO J.* 22, 179-184.

Kirschen DG, Hung CC, Nakano TR. (1999) Comparison of suppression, stereoacuity and interocular differences in visual acuity in monovision, and Acuvue bifocal contact lenses. *Optom Vis Sci.* 76, 832-837.

Kleinstejn RN, Jones LA, Hullet S et al. (2003) Refractive error and ethnicity in children. *Arch Ophthalmol.* 121, 1141-1147.

Levy NS, Glick EB. (1974) Stereoscopic perception and Snellen visual acuity. *Am J Ophthalmol.* 78, 722-724.

Lieblein JS. (2000) Finding success with multifocal contact lenses. *Contact Lens Spectrum.* 14, 50-51.

Loewenfeld IE. (1993) The reaction to near vision. *The Pupil: Anatomy, Physiology, and Clinical Applications.* Woburn, MA: Butterworth-Heinemann. 1, 295–317.

Loshin DS, Loshin MS, Comer G. (1982) Binocular summation with monovision contact lens correction for presbyopia. *Int Contact Lens Clin.* 9, 161-165.

Luigina Sorbera. (2009) Version 2. Correction of presbyopia with GP contact lenses. Centre for Contact Lens Research. University of Waterloo.

MacAlister GO, Woods CA. (1991) Monovision versus RGP translating bifocals. *J Br Contact Lens Assoc.* 14, 173-178.

Madrid-Costa D, Cerviño A, Ferrer-Blasco T et al. (2010) Visual and optical performance with hybrid multifocal intraocular lens. *Clin Exp Optom.* 93, 426-440.

Madrid-Costa D, Ruiz-Alcocer J, Radhakrishnan H et al. (2011) Changes in accommodative responses with multifocal contact lenses: a pilot study. *Optom Vis Sci.* 88, 1309-1316.

Maltzman B, Koeniger, E, Dabezies O. (1984) Correction of astigmatism: soft lenses. *The CLAO guide to basic science and clinical practice.* Grune & Stratton. 1st Edition. 51, 1-13.

Martin JA, Roorda A. (2003) Predicting and assessing visual performance with multizone bifocal contact lenses. *Optom Vis Sci.* 80, 812-819.

McDonnell PJ, Lee P, Spritzer K et al. (2003) Associations of presbyopia with vision-targeted health-related quality of life. *Arch Ophthalmol.* 121, 1577-81.

McGill E, Arnes K, Erickson P et al. (1987) Quality of vision with hydrogel simultaneous vision bifocal contact lenses. *Int Cont Lens Clin.* 14, 476-81.

McGill E, Erickson P. (1991) Sighting dominance and monovision distance binocular fusional ranges. *J Am Optom Assoc.* 62, 738-41.

Montés-Micó R, Alió JL. (2003) Distance and near contrast sensitivity function after multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg.* 29, 703-11.

Montés-Micó R, España E, Bueno I et al. (2004) Visual performance with multifocal intraocular lens: mesopic contrast sensitivity under distance and near conditions. *Ophthalmology.* 111, 85-96.

Morgan PB, Efron N, Woods CA et al. (2011) An international survey of contact lens prescribing for presbyopia. *Clin Exp Optom.* 94, 87-92.

Morgan PB, Efron N, Woods CA et al. (2004) International contact lens prescribing in 2003. *Contact Lens Spectrum.* 19, 34-37.

Morgan PB, Efron N. (2002) Comparative clinical performance of two silicone hydrogel contact lenses for continuous wear. *Clin Exp Optom.* 85, 183-92.

Morgan PB, Woods CA, Knajian R et al. (2008) International contact lens prescribing in 2007. *Contact Lens Spectrum.* 23, 36-41.

Morgan PB, Woods CA, Tranoudis Y et al. (2010) International contact lens prescribing in 2009. *Contact Lens Spectrum*. 24, 30-36.

Myers GA, Stark L. (1990) Topology of the near response triad. *Ophthalmic Physiol Opt*. 10, 175-81.

Ostrin LA, Glasser A. (2004) Accommodation measurements in a prepresbyopic and presbyopic population. *J Cataract Refract Surg*. 30, 1435-44.

Papas E, Decenzo-Verbeten T, Fonn D et al. (2009) Utility of short-term evaluation of presbyopic contact lens performance. *Eye Contact Lens*. 35, 144-148.

Pepin SM. (2008) Neuroadaptation of presbyopia-correcting intraocular lenses. *Curr Opin Ophthalmol*. 19, 10-2.

Pieh S, Kellner C, Hanselmayer G et al. (2002) Comparison of visual acuities at different distances and defocus curves. *J Cataract Refract Surg*. 28, 1964-7.

Pons-Moreno A, Martinez-Verdú F. (2004) Fundamentos de la visión binocular. *Universitat Valencia*. 13.4, 317.

Previsiones demográficas mundiales. (Revisión 2002) Asuntos económicos y sociales. Naciones Unidas.

Previsiones demográficas mundiales. (Revisión 2006) Asuntos económicos y sociales. Naciones Unidas.

Queiros A, Gonzalez-Meijome JM, Jorge J et al. (2006) Presbicia. Análisis de la prevalencia y perfil de una población présbita en el norte de Portugal. *Ver y Oír*. 407, 12.

Rajagopalan AS, Bennett ES, Lakshminarayanan V. (2007) Contrast sensitivity with presbyopic contact lenses. *J Mod Opt.* 54, 1325-1332.

Rajagopalan AS, Bennett ES, Lakshminarayanan V. (2006) Visual performance of subjects wearing presbyopic contact lenses. *Optom Vis Sci.* 83, 611-5.

Remon L, Tornel M, Furlan WD. (2006) Visual acuity in simple myopic astigmatism: influence of cylinder axis. *Optom Vis Sci.* 83, 311-315.

Resnick, S. (2006) Toric contact lenses fitting: the changing dynamics of soft contact lens technology. *OT.* 5, 39-40.

Richdale K, Berntsen DA, Mack CJ et al. (2007) Visual acuity with spherical and toric soft contact lenses in low- to moderate-astigmatic eyes. *Optom Vis Sci.* 84, 969-975.

Richdale K, Mitchell GL, Zadnik K. (2006) Comparison of multifocal and monovision soft contact lens corrections in patients with low-astigmatic presbyopia. *Optom Vis Sci.* 83, 266-73.

Rigel LE. (1998) What to expect from the Acuvue bifocal. *Optom Today.* 6, 26-27.

Russell CH. (2003) The correction of astigmatism with soft contact lenses. *Ophthalmol Clin N Am.* 16, 353-358.

Sanders E, Wagner H, Reich Lewis N. (2008) Visual Acuity and Balance Progressive simultaneous vision multifocal contact lenses. *Eye & Contact lens.* 34, 293-296.

Sanders E, Wagner Heidi, Reich L. (2008) Visual Acuity and Balanced Progressive Simultaneous Vision Multifocal Contact Lenses. *Eye & Contact Lens.* 34, 293-296.

Sanislo S, Wicker D, Green DG. (1992) Contrast sensitivity measurements with the Echelon diffractive bifocal contact lens as compared to bifocal spectacles. *CLAO J.* 18, 161-164.

Schor C, Landsman L, Erickson P. (1987) Ocular dominance and the interocular suppression of blur in monovision. *Am J Optom Physiol Optics.* 64, 723-730.

Sergienko NM, Tutchenko NN. (2007) Depth of focus: clinical manifestation. *Eur J Ophthalmol.* 17, 836-40.

Shapiro MB, Bredeson DC. (1994) A prospective evaluation of Unilens soft multifocal contact lenses in 100 patients. *CLAO J.* 20, 189-91.

Sheedy J, Harris MG, Busby L et al. (1988) Monovision contact lens wear and occupational task performance. *Am J Optom Physiol Optics.* 65, 14-18.

Sheedy JE, Harris MG, Bronge MR, Joe SM, Mook MA. (1991) Task and visual performance with concentric bifocal contact lenses. *Optom Vis Sci.* 68, 537-41.

Soana Santos CL. (2006) *Contactología Clínica. 2ª Edición.* 19, 485-487.

Soni P, Borish I, Keech P. (1979) Corneal thickness changes with toric soft lenses: prismballasted versus nonprism-ballasted design. *ICLC.* 6, 20-26.

Soni PS, Patel R, Carlson RS. (2003) Is binocular contrast sensitivity at distance compromised with multifocal soft contact lenses used to correct presbyopia? *Optom Vis Sci.* 80, 505-14.

Stein H. (1990) The management of presbyopia with contact lenses: a review. *CLAO J.* 16, 33-38.

Sun Chu B, Wood JM, Collins MJ. (2009) Effect of presbyopic vision corrections on perceptions of driving difficulty. *Eye & Contact Lens*. 3, 133-143.

Sweeney DF, Sansey N, Lycho T et al. (1991) Contact lens practice in Australia 1988–1989. *Clin Exp Optom*. 74, 54-62.

Terry R, Holden B. (1989) The ideal RGP Design for Daily Wear. *Contact Lens Month*. 19-21.

Trager MJ, Vagefi RM, McLeod SD. (2005) A mathematical model for estimating degree of accommodation by defocus curves. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 46, B691.

Tran L. (2008) Soft Contact lens fitting pearls. *CL Spectrum*. 149.

Van Nes FL, Bouman MA. (1967) Spatial modulation transfer in the human eye. *J Opt Soc Am*. 57, 401–406.

Vision y Vida. (2006) Libro blanco de la visión en España 2006. Madrid.

Wang B, Ciuffreda KJ. (2004) Depth-of-focus of the human eye in the near retinal periphery. *Vision Res*. 44, 1115-25.

Westin E, Wick B, Harrist RB. (2000) Factors influencing success of monovision contact lens fitting: survey of contact lens diplomates. *Optometry*. 71, 757-763.

Westin, E; McDaid, K; Benjamin, W. (1989) Inferior corneal vascularization associated with extended wear of prism ballasted toric hydrogel lenses. *ICLC*. 16, 20-24.

Wick B, Westin E. (1999) Change in refractive anisometropia in presbyopic adults wearing monovision contact lens correction. *Optom Vis Sci*. 76, 33-39.

Wood ILC. (1983) Stereopsis with spatiallydegrade images. *Ophthalmic Physiol Opt.* 3, 337-340.

Wood JM. (2002) Aging, driving and vision. *Clin Exp Optom.* 85, 214-220.

Woods J, Woods CA, Fonn D. (2009) Early symptomatic presbyopes what correction modality works best? *Eye Contact Lens.* 35, 221–6.

World population ageing 2009 (Document ESA/P/WP/212, 2009) New York: United Nations Department of Economic and Social Affairs/Population Division; 2009 [cited 2010 June 30]. Available from: <http://www.un.org/esa/population/publications/WPA2009>.

Young G, Hunt C, Covey M. (2002) Clinical lens factors influencing toric soft contact lens fit. *Optom Vis Sci.* 79, 11-19.

Young, G. (2007) Toric Lenses, Gravity and other forces. *CL Spectrum.* 221, 39-40.

Zandvoort SW, Kok H, Molenaar H. (1993) Good subjective presbyopic correction with newly designed aspheric multifocal contact lens. *Int Ophthalmol.* 17, 305-11.

Zikos GA, Kang SS, Ciuffreda KJ et al. (2007) Rotational stability of toric soft contact lenses during natural viewing conditions. *Optom Vis Sci.* 84, 1039-1045.

ANEXOS

Anexo I

Nomograma de adaptación. Coopervision.

1. SISTEMA DE GEOMETRÍAS ASIMÉTRICAS

La filosofía del sistema de Geometrías Asimétricas de Proclear Multifocal es combinar las ventajas y optimizar los inconvenientes de varias técnicas de compensación con lentes de contacto de la presbicia.

Las lentes tienen diferente diseño según las vayamos a adaptar en el Ojo Dominante o en el ojo No Dominante.

Lente Para Ojo Dominante u Ojo Más exigente

(Marcada con una D)

Tiene un diseño progresivo empezando desde el centro, donde ofrece la potencia para lejos, y terminando en la periferia donde ofrece la imagen para cerca.

Lente Para Ojo No Dominante u Ojo menos exigente

(Marcada con una N)

El diseño es inverso al anterior, en la zona central tiene la potencia para cerca y en la periferia la potencia para lejos.

Puede ser diferente al ojo Dominante y/o al ojo Director

- **Situar al paciente con gafa de pruebas y su mejor refracción para lejos**

- **Realice este test de forma binocular.**

- **Mirando a un test 3 líneas por debajo de su agudeza visual (Paciente con AV=1.0 sobre la línea de 0.7)**

- **Con un sola lente de +2.00**

- **Situarla alternantemente sobre ambos ojos y preguntar al paciente sobre que ojo empeora más la visión binocular de lejos.**

- **El ojo sobre el que empeore más la visión será el ojo MÁS EXIGENTE.**

- **Sobre el ojo más exigente se situará la lente de geometría “D”**

- **Y sobre el otro ojo se situará la lente de geometría “N”**

Anexo II

Cuestionario NEI-RQL-42.

Cuestionario Sobre su Visión NEI-RQL-42

[Exit this survey >>](#)

1. Cuestionario

(Al responder a este cuestionario usted está dando autorización para que los datos del mismo sean tratados estadísticamente de forma anónima)

Ahora responda a las siguientes preguntas relacionadas con diferentes aspectos de su vision

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 ?

- | | |
|--|---|
| <input type="radio"/> ¿ 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 ? | <input type="radio"/> Mucha dificultad |
| <input type="radio"/> Ninguna dificultad | <input type="radio"/> Nunca he intentado hacer estas actividades por culpa de mi visión |
| <input type="radio"/> Una pequeña dificultad | <input type="radio"/> Nunca realizo estas actividades por otros motivos |
| <input type="radio"/> Dificultad moderada | |

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

- | | |
|--|---|
| <input type="radio"/> ¿ Cuánta dificultad siente debido a cambios en la claridad de su visión durante el | <input type="radio"/> Dificultad moderada |
|--|---|

día ? No siento cambios en la claridad de mi visión Mucha dificultad

Sin dificultad

Una pequeña dificultad

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

¿ Cuánta dificultad siente evaluando distancias, como por ejemplo cuando baja escaleras ó aparca el coche ? Sin dificultad Dificultad moderada

Mucha dificultad

Una pequeña dificultad

4. ¿ 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 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 Dificultad moderada

Mucha dificultad

Una pequeña dificultad

5. ¿ Cuánta dificultadada 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 ?

¿ Cuánta dificultadada 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 Dificultad moderada

Mucha dificultad

Sin dificultad

Una pequeña dificultad

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

¿ Cuánta dificultad siente leyendo texto normal impreso o periódicos ? Sin dificultad Mucha dificultad

Nunca lo he intentado debido a mi visión

Una pequeña dificultad

- Dificultad moderada

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

- ¿ Cuánta dificultad siente leyendo letras pequeñas en la guía telefónica, prospectos de medicamentos o documentos legales (contratos, etc) ? Sin dificultad
- Mucha dificultad
- Nunca lo he intentado debido a mi visión
- Una pequeña dificultad
- Dificultad moderada

8. ¿ Cuánta dificultad siente conduciendo por la noche ?

- ¿ Cuánta dificultad siente conduciendo por la noche ? Ninguna dificultad
- Mucha dificultad
- Nunca conduzco por la noche por culpa de mi visión
- Una pequeña dificultad
- Dificultad moderada
- Nunca realizo estas actividades por otros motivos

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

- ¿ 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
- Mucha dificultad
- Nunca conduzco en estas condiciones por culpa de mi visión
- Una pequeña dificultad
- Nunca lo hago por otros motivos
- Dificultad moderada

10. ¿ Que dificultades siente en sus actividades diarias debido a su visión ?

- ¿ Que dificultades siente en sus actividades diarias debido a su visión ? Sin dificultad
- Dificultad moderada
- Mucha dificultad
- Una pequeña dificultad

11. ¿ 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) ?

- ¿ 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
- 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

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

- ¿ Necesita utilizar gafas o lentes bifocales o usar una lupa cuando está leyendo algo breve, como una dirección, un menú o una factura ? Si, constantemente
- Si, parte del tiempo
- No

13. ¿ 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 ?

- ¿ 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 ? Si, constantemente
- Si, parte del tiempo
- No

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

- ¿ Necesita usar gafas o lentes de contacto para conducir por la noche ? Si, constantemente
- Si, parte del tiempo
- No conduzco por la noche debido a mi visión
- No conduzco por la noche por otras razones

No

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

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

Si, parte del tiempo

No

No conduzco al anochecer debido a mi visión

No conduzco al anochecer por otras razones

16. ¿ Con que 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 ?

¿ Con que 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

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

¿ Con que frecuencia siente dolor o incomodidad dentro ó alrededor de sus ojos (por ejemplo: ardor, picor, ó dolor) ? Todo el tiempo

Mayor parte del tiempo

Parte del tiempo

Una pequeña parte del tiempo

Nunca

18. ¿ Cuánto le molesta la sequedad de sus ojos ?

¿ Cuánto le molesta la sequedad de sus ojos ? No siento sequedad

Muy poco

Moderadamente

Bastante

Mucho

Nada

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

¿ Con que frecuencia usted se siente molesto con cambios en su visión durante el día ? Nunca Raramente Ocasionalmente Frecuentemente Constantemente

20. ¿ Con que frecuencia se preocupa con su visión o la corrección visual ?

¿ Con que frecuencia se preocupa con su visión o la corrección visual ? Nunca Raramente Ocasionalmente Frecuentemente Constantemente

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

¿ Con que frecuencia se da cuenta que piensa en su visión o la corrección visual ? Nunca Raramente Ocasionalmente Frecuentemente Constantemente

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

¿ En la actualidad, que claridad de visión tiene usted con la corrección que usa, incluyendo gafas, lentes de contacto, lupas, cirugía ó sin nada ? Perfectamente claro Mas o menos claro No muy claro

Muy claro

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

¿ Cuánto dolor o Leve Moderado Severo Muy severo

incomodidad
siente dentro ó
alrededor de sus
ojos (por ejemplo:
ardor, picor, ó
dolor) ? Ninguno

24. ¿ Con que frecuencia tiene dolores de cabeza que usted cree que están relacionados con su visión ó su corrección visual ?

- ¿ Con que frecuencia tiene dolores de cabeza que usted cree que están relacionados con su visión ó su corrección visual ?
 Nunca
 Raramente
 Ocasionalmente
 Frecuentemente
 Constantemente

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

- ¿ Cuánto le satisfacen sus gafas, lentes de contacto, lupa, u otra corrección que use (incluyendo cirugía) ?
 Completamente satisfecho
 Muy satisfecho
 Satisfecho
 Insatisfecho
 Muy insatisfecho
 Completamente insatisfecho

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

- ¿ 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
 Satisfecho
 Insatisfecho
 Muy insatisfecho
 Completamente insatisfecho

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

- ¿ Cuánto cree que cambiaría su vida si tuviese una visión perfecta sin gafas, lentes de contacto o cualquier otro tipo de corrección ?
- Gran cambio para mejor
- Ya la tengo
- No cambiaría
- Cambio ligero para mejor

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

- ¿ La corrección visual que usa actualmente es la mejor que ha tenido nunca en cuanto a la apariencia que le proporciona ?
- No
- Si

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

- ¿ Existe algún tipo de corrección visual que sea mejor que la que usted utiliza actualmente en términos de su apariencia ?
- No
- Si

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

- ¿ Durante las últimas 4 semanas, con que frecuencia ha usado un tipo de corrección o tratamiento que fuese incomodo porque le hacia ver mejor ?
- Parte del tiempo
- Nunca
- Una pequeña parte del tiempo
- Todo el tiempo
- Mayor parte del tiempo

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

- ¿ Durante las últimas 4 semanas, con que frecuencia ha usado un tipo de corrección visual que no haya corregido su
- Parte del tiempo
- Nunca
- Una pequeña parte del

visión así como otra corrección tiempo
que le hacía ver mejor ? Todo
el tiempo

- Mayor parte del tiempo

32. ¿ 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) ?

- ¿ Por culpa de su visión, participa menos No
de lo que le gustaría en actividades deportivas
y al aire libre (ir de excursión, nadar, aeróbic,
deportes de equipo, correr) ? Si

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

- ¿ Existe alguna actividad Si, algunas No
deportiva recreativa que no
realiza debido a su visión o al
tipo de corrección que usa ?
 Si, muchas

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

- ¿ Existen actividades Si, algunas No
diarias que le gustaría hacer
pero no hace debido a su visión
o al tipo de corrección que usa
? Si, muchas

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

- ¿ Ha sentido problemas Si, me molestan un poco Si, me molestan mucho
de lagrimeo en las últimas 4
semanas ? No Si, me molestan bastante
- Si, pero no me molestan

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

- ¿ Ha notado problemas de distorsión Si, me molestan bastante
visual en las últimas 4 semanas ? No Si, me molestan mucho

- Si, pero no me molestan
- Si, me molestan un poco

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

- ¿ Ha sentido problemas de deslumbramiento en las últimas 4 semanas? No
- Si, me molestan bastante
- Si, me molestan mucho
- Si, pero no me molestan
- Si, me molestan un poco

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

- ¿ Ha notado problemas de visión borrosa en su visión ó con la corrección que usa actualmente en las últimas 4 semanas ? No
- Si, me molestan bastante
- Si, me molestan mucho
- Si, pero no me molestan
- Si, me molestan un poco

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

- ¿ Ha sentido algún problema de dificultad visual en las últimas 4 semanas ? No
- Si, me molestan bastante
- Si, me molestan mucho
- Si, pero no me molestan
- Si, me molestan un poco

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

- ¿ Ha sentido problemas de picor dentro o alrededor de sus ojos en las ultimas 4 semanas ? No
- Si, me molesta un poco
- Si, me molesta bastante
- Si, me molesta mucho
- Si, pero no me molesta

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

- ¿ Ha sentido problemas de dolor o cansancio en sus ojos en las ultimas 4 semanas ? Si, me molesta un poco Si, me molesta mucho
- No Si, me molesta bastante
- Si, pero no me molestan

Si ya ha terminado el cuestionario, por favor pulse la tecla "DONE" para enviar los resultados.

Muchas gracias por su colaboración que nos permitirá seguir trabajando para proporcionar una mejor compensación visual a los problemas visuales de la población.

Done >>

Anexo III

Comunicaciones y publicaciones que ha dado

lugar esta tesis.

- **“Effect of multifocality on monocular and binocular visual performance”**.

Comunicación libre presentada en el XXVIII Congress of the ESCRS - Paris 2010 - Refractive. Theme: Presbyopia.

-**“Lentes de contacto multifocales tóricas de visión simultánea. Equilibrio binocular y Agudeza Visual”**. Comunicación libre presentada en el Congreso Internacional Optometría, Valencia, marzo, 2011. 3ª Conferencia internacional optometría y contactología. OC´11.

-**“Visual quality and accommodative function in presbyopes fitted with multifocal toric contact lenses”**. Comunicación libre presentada en el Congreso Internacional de Optometria CIOCV-UM 2011, Braga, Portugal.

-**“Visual performance in presbyopes fitted with multifocal toric contact lenses”**. Comunicación libre presentada en el Congreso Internacional de Optometria CIOCV-UM 2011, Braga, Portugal.

-**“Calidad visual y función acomodativa en presbitas adaptados con lentes de contacto Multifocales tóricas”**. Comunicación libre presentada en OPTOM 2012, 22 Congresos Internacional de optometría, contactología y óptica oftálmica, Febrero 2012 Madrid.

-**“Función de sensibilidad al contraste con lentes de contacto multifocales de visión simultánea”**. Comunicación libre presentada en OPTOM 2012, 22 Congresos Internacional de optometría, contactología y óptica oftálmica, Febrero 2012 Madrid.

-**“Visual Performance of a Multifocal Toric Soft Contact Lens”**. Artículo. Optometry and vision science 2012.