



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Simulación y Medida de la Función Visual con
Lentes de Contacto Multifocales

Simulation and Measurement of Visual
Performance with Multifocal Contact Lenses

Autor/es

Marta García de la Iglesia

Director/es

María Victoria Collados y Laura Remón

Facultad de Ciencias/ Universidad de Zaragoza

2022

Contenido

1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 PREVALENCIA Y COMPENSACIÓN DE LA PRESBICIA.....	1
1.2 DISEÑOS DE LCM	2
1.2.1 VISION ALTERNANTE	3
1.2.2 VISIÓN SIMULTÁNEA	3
1.3 ADAPTACIÓN DE LCM DE VISIÓN SIMULTÁNEA.....	5
1.4 SIMULADOR DE IMÁGENES RETINIANAS Y REFRACTION VIRTUAL.....	6
2. OBJETIVOS	8
3. MATERIALES Y MÉTODOS	8
3.1 LC UTILIZADAS EN EL TRABAJO.....	9
3.2 PROTOCOLO DE MEDIDAS EN GABINETE	10
3.3 SIMULACIÓN DE REFRACTION Y CURVAS DE DESENFOSO.....	12
4. RESULTADOS.....	12
4.1 RESULTADOS DE AV.....	13
4.2 RESULTADOS DE CURVAS DE DESENFOSO.....	14
4.3 RESULTADOS DE RX Y SRX EN VL Y VP.....	15
5. DISCUSIÓN	18
5.1 AV	18
5.2 CURVAS DE DESENFOSO	19
5.3 RX Y SRX.....	22
6. CONCLUSIONES	23
BIBLIOGRAFÍA.....	24
ANEXO 1.....	26
ANEXO 2.....	29
ANEXO 3.....	32

1. INTRODUCCIÓN

La miopía, hipermetropía y astigmatismo son defectos refractivos que afectan a gran parte de la población. Sin embargo, la presbicia es una condición fisiológica que aparece como consecuencia de un defecto funcional del sistema óptico asociado al envejecimiento de éste. Suele comenzar entre los 40-45 años y está presente en toda la población mayor de 45 años (1).

El sistema visual requiere de un proceso acomodativo para permitir el enfoque de objetos situados a diferentes distancias. Una persona emétrope no requiere acomodar al observar objetos en el infinito. Sin embargo, cuando los objetos se encuentran a menor distancia es necesario aumentar el poder dióptrico del cristalino. De lo contrario, la imagen del objeto se formaría por detrás de la retina y aparecería una imagen desenfocada en ella. El proceso acomodativo completo se divide en una serie de etapas que inician con la contracción del músculo ciliar, seguido de la relajación de las fibras zonulares. Esto provoca un aumento de curvatura en las caras del cristalino, una disminución de su diámetro y un aumento de grosor (2). Además, estos cambios asocian una contracción pupilar (miosis) que aumenta la profundidad de foco del ojo (3).

La habilidad de realizar todo este proceso se ve reducida a medida que envejece el cristalino, ya que disminuye su elasticidad resultando en que no sea posible incrementar su poder dióptrico para enfocar objetos cercanos. En la práctica clínica, el valor máximo de acomodación conseguido por el sujeto se denomina amplitud de acomodación (AA), y su disminución con la edad provoca que el punto próximo se aleje, impidiendo observar con nitidez objetos cercanos (4). Por lo tanto, el principal signo de la presbicia es la disminución de AA, que suele traer asociada una sintomatología característica como alejar el texto a la hora de leer, llevándolo a una distancia compatible con la AA, dificultad para realizar tareas en visión cercana, astenopia tras realizar trabajo de cerca relacionada con un esfuerzo acomodativo excesivo, cefalea, escozor y sensación de quemazón (3).

1.1 PREVALENCIA Y COMPENSACIÓN DE LA PRESBICIA

Según el informe mundial de la salud (5) en el año 2015, 1.800 millones de personas sufrían deficiencia visual en visión cercana a causa de la presbicia y para 2030 se prevé que esta cifra aumente hasta 2.100 millones de personas. El aumento de presbitas se relaciona con el aumento de personas de mayor edad, es decir, la esperanza de vida aumenta y por lo tanto el grupo de personas de edad avanzada también. En España, en el año 1998, el porcentaje de personas mayores de 40 años era del 45,16%, mientras que en 2021 esta población alcanza el 59,63% (*datos obtenidos del INE*) (6).

El problema de los sujetos presbítas con errores refractivos como la miopía, hipermetropía y astigmatismo es que, además de una compensación que les posibilite mantener nítida la imagen de objetos cercanos, deben compensar a su vez el defecto refractivo que presentan en visión lejana (VL) (7). Por lo tanto, estos sujetos precisan de más de una compensación óptica pudiendo recurrir al uso de gafas o lentes de contacto (LC). En el caso de prescribir gafas, éstas deben ser multifocales, bifocales o dos monofocales. Las lentes oftálmicas multifocales presentan una progresión de la potencia a lo largo de la lente, corrigiendo así la visión de lejos, intermedia y cerca. Las bifocales constan de un segmento en la parte inferior proporcionando corrección de lejos y cerca. Por último, las lentes monofocales tan solo ofrecen corrección en una distancia, por lo que el sujeto deberá

utilizar dos gafas, unas de cerca y otras de lejos. También existen intervenciones quirúrgicas como la implantación de lentes intraoculares (LIO) multifocales.

Por otro lado, las posibilidades que ofrecen las LC son las siguientes: gafa sobre LC, lentes de contacto multifocales (LCM) o monovisión. Los usuarios que opten por gafa sobre LC, por lo general, serán portadores de LC para VL y lentes oftálmicas para visión próxima (VP). Por otro lado, para la compensación con LCM se emplean lentes que poseen zonas con la potencia necesaria para VL y zonas con la potencia para VP en la misma lente. Existen dos mecanismos de corrección, que se explicarán en el apartado 1.2: la visión simultánea y la alternante (8). Por último, la técnica de monovisión consiste en compensar un ojo para VL y el otro para VP. Normalmente, el ojo dominante sensorial suele estar compensado para VL y el no dominante para VP. Esta corrección se basa en la supresión de la imagen de un ojo a nivel cortical en función de la tarea que se esté realizando, lo que conlleva como principal desventaja la pérdida de estereopsis, afectando por lo tanto a la visión binocular del sujeto. Por ejemplo, en el caso de estar realizándose una tarea como leer, el cerebro suprimirá la imagen proveniente del ojo con corrección para VL. Además, existen otros tipos de monovisión; la monovisión modificada y la modificada compuesta (9).

El problema de la compensación mediante LCM es que puede llegar a ser un proceso de adaptación largo y en el cual no siempre se obtienen los resultados esperados por parte de los sujetos, con lo que muchos acaban abandonándolo. Tanto la adaptación de lentes oftálmicas multifocales como la de LCM requieren tener en cuenta más parámetros del sujeto que las lentes o LC monofocales. No obstante, cabe destacar que el porcentaje de adaptaciones de LC para la presbicia ha aumentado en la última década, siendo las LCM la más habitual respecto a la monovisión (10). La dificultad de adaptación de dichas lentes y su prevalencia como método de corrección hace que sea de gran importancia el conocimiento de los diferentes diseños de LCM y los tipos de visión que nos ofrece cada uno de ellos, lo cual se explica a continuación.

1.2 DISEÑOS DE LCM

Las lentes multifocales pueden estar basadas en dos técnicas de corrección: visión alternante y visión simultánea. Cada mecanismo presenta sus propias características de diseño ofreciendo así condiciones de visión diferentes. En la Figura 1 se muestra un esquema de todos los diseños de LCM.

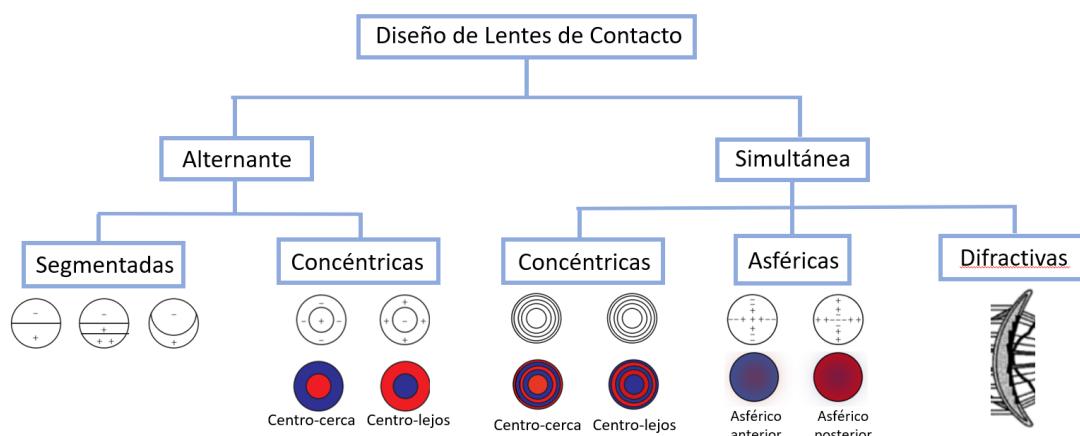


Figura 1: Diseños de lentes de contacto multifocales (en rojo las zonas de VP y en azul de VL).

1.2.1 VISION ALTERNANTE

Las LCM de visión alternante se caracterizan por tener dos zonas de compensación diferentes, una para VL y otra para VP que deben coincidir con la pupila, por lo que la lente se moverá en función de la posición de mirada. Para posición primaria de mirada (PPM) la zona de VL quedará en pupila y en mirada inferior, la LC se moverá empujada por el párpado inferior hacia arriba, quedando en pupila la zona de VP (11).

El diseño de estas LC puede ser segmentado o concéntrico (figura 1) y por lo general están fabricadas con material rígido gas permeable (RGP) y disponibles para cualquier adición (Ad). Menicon y Conóptica son algunas casas comerciales que ofrecen este tipo de LC.

Los diseños segmentados presentan las potencias de lejos y de cerca en un segmento superior e inferior respectivamente (Figura 2 a). Por otro lado, los concéntricos cuentan con un anillo central destinado para la VL y un anillo periférico para la VP (Figura 2 b) (9).

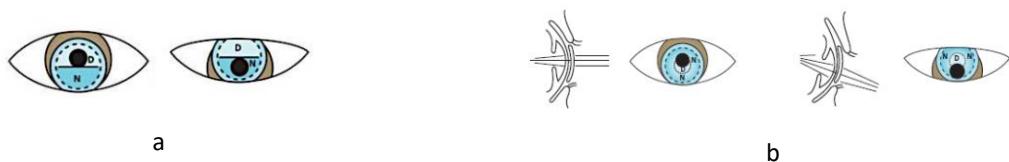


Figura 2: Diseño de LC segmentadas (a) de visión alternante, visión de lejos (izquierda) y visión de cerca (derecha) y LC concéntricas (b) de visión alternante, visión de lejos (izquierda) y visión de cerca (derecha) (12).

Una desventaja importante de las LC segmentadas es la estabilidad de éstas. En muchas ocasiones es necesario un prisma de base inferior o un diseño truncado para que la lente no rote. Esto provoca mayor incomodidad por la presencia del prisma y menor transmisibilidad (Dk/t) por el aumento del espesor. En las LC concéntricas cuanto mayor es la Ad menor será la zona central de visión de lejos. Por otro lado, el funcionamiento de ambas lentes es similar, en PPM se observa por la zona de lejos y en mirada inferior de cerca. Para que este funcionamiento sea correcto dependerá de las condiciones del párpado inferior que hará de soporte para mover la lente, el diámetro pupilar y la hendidura palpebral. En cuanto a la visión ofrecida al sujeto, ambos diseños presentan saltos de imagen en el cambio de VL a VP y viceversa (9) (8).

1.2.2 VISIÓN SIMULTÁNEA

La visión simultánea se consigue situando dentro del área pupilar zonas tanto de VP como de VL. De esta manera, el sujeto obtendrá dos imágenes de un objeto a una cierta distancia; una producida por la zona de lejos y otra por la de cerca al mismo tiempo (9). Dichas imágenes aparecerán una enfocada y otra desenfocada, dependiendo de la localización del objeto observado. El sistema visual selecciona la imagen más nítida omitiendo la información de aquella que está desenfocada mediante supresión a nivel cerebral. Por lo tanto, si se observa un objeto próximo, la potencia de la zona de VP de la LC formará una imagen nítida de éste en la retina, y la zona de VL formará una imagen desenfocada. El cerebro suprimirá aquella que este desenfocada (8) (12).

Cabe destacar que, aunque ambos tipos de LC, simultánea y alternante, mejoran la binocularidad frente a las técnicas de monovisión, las de visión alternante proporcionan mejor AV, sensibilidad al

contraste y estereópsis que las de visión simultánea. La obtención de una buena visión a través de las lentes simultáneas depende del tamaño pupilar y centrado de las mismas. Además, cuanto mayor sea la cantidad de Ad, mayores inconvenientes presentarán a la hora de adaptación y visión (8).

Las LC de visión simultánea son fabricadas tanto con materiales RGP como en materiales blandos. Su diseño puede ser concéntrico, asférico o difractivo (véase Figura 1) (9).

1.2.2.a. ASFÉRICOS

Una LC asférica es una lente cuya potencia refractiva aumenta o disminuye de manera suave y continua desde el centro geométrico hasta la periferia de la lente (véase Figura 1). Este cambio de potencia se realiza de manera radial mediante el cambio de curvatura de las superficies, que pasan a tener geometría asférica. Por lo tanto, dichas lentes no presentan dos únicos focos, y al igual que las lentes oftálmicas, pueden denominarse progresivas. La variación de potencia puede darse en la superficie anterior, en la posterior o en ambas, en función del diseño (9).

Existen dos tipos de diseños asféricos los centro-lejos y los centro-cerca. Las lentes asféricas centro-lejos presentan en la parte central, la potencia para VL y en la zona periférica la potencia de VP. Por el contrario, las lentes asféricas centro-cerca están diseñadas con la potencia más positiva en la parte central. Esta potencia va disminuyendo hacia la periférica volviéndose adecuada para la VL. A la hora de la adaptación de ambos diseños debemos prestar especial atención al correcto centrado de la misma para evitar la aparición de aberraciones. Además, no debemos olvidar que son lentes pupilo-dependientes, por lo que el resultado visual dependerá del tamaño de la pupila. Por ello, es lógico pensar que en los diseños centro-lejos en espacios con menor iluminación (pupila en midriasis) la VP tendrá mejores resultados que en miosis, pero, se verán contrarrestados por la disminución de iluminación en la retina. Por el contrario, las lentes centro-cerca en espacios con mayor iluminación (pupila en miosis) la zona central (visión de cerca) obtendrá mejores resultados. Además, debido a la triada de acomodación, la pupila disminuye su diámetro al acomodar y converger durante la realización de tareas de cerca.

1.2.2.b. CONCÉNTRICOS

Estos diseños de lentes se caracterizan por la presencia de diferentes zonas refractivas en forma de anillos concéntricos alternando unos con potencia para VL y otros con potencia para VP (véase Figura 1). Al igual que las asféricas, también presentan diseño centro-lejos y centro-cerca y pueden estar formadas por dos o más zonas concéntricas. Una buena adaptación, al igual que en las lentes asféricas, dependerá de la pupila del sujeto. Por ejemplo, aquellos con pupilas muy pequeñas que tengan un diseño con la zona central para VP y el siguiente anillo para VL, solo utilizarán la zona central en la formación de imagen en la retina. De esta manera, la zona de VL no será útil. Estas lentes, a diferencia de las asféricas, no presentan foco de visión intermedia (12).

1.2.2.c. DIFRACTIVOS

Las lentes difractivas están basadas en el principio de difracción. Estas lentes presentan, en la parte central de la cara posterior de la lente, escalones difractivos cuya anchura va disminuyendo hacia la periferia (véase Figura 1). La estructura difractiva genera dos focos (lejos y cerca) cuya separación depende de la anchura de los escalones. La altura de los escalones determinará la distribución de energía para el foco de lejos y de cerca.

La corrección en VL se consigue mediante la diferencia entre la curvatura de la cara anterior y posterior de la lente. Por otro lado, los anillos servirán para obtener la Ad (12). En la actualidad este tipo de lentes no se comercializan.

En este trabajo se utilizarán LCM de visión simultánea, tanto de diseño asférico (Dailies) como concéntrico (Proclear), de las casas comerciales CooperVision y Alcon.

1.3 ADAPTACIÓN DE LCM DE VISIÓN SIMULTÁNEA

La adaptación de LCM puede ser un proceso largo y complicado, tanto por el grado de individualización de la lente al sujeto como por el tiempo requerido por el sujeto a la adaptación de la visión proporcionada por dichas lentes. Este periodo de adaptación puede llevar entre 2 a 3 semanas.

En primer lugar, para comenzar dicho proceso de adaptación, será necesario obtener la refracción (Rx) del sujeto teniendo en cuenta las siguientes indicaciones. En VL se debe compensar con el máximo positivo que sea capaz de aceptar el sujeto. En VP compensar con la Ad mínima con la que sea capaz de leer para minimizar los efectos negativos de la visión simultánea. Por otro lado, serán necesarios los parámetros de dominancia ocular sensorial, propio de las LCM, además de las medidas propias para la adaptación de cualquier tipo de LC (queratometría, diámetro horizontal de iris visible (DHIV), diámetro pupilar en diferentes condiciones de iluminación (fotópicas y escotópica), hendidura palpebral y lámpara de hendidura). Tras la obtención de dichas medidas se procede al pedido de las lentes.

La adaptación de las LCM de visión simultánea depende fundamentalmente de factores como el perfil de potencia, diámetro pupilar del sujeto en cada condición de uso y el centrado de la lente. Los perfiles de potencia muestran cómo varía la potencia de la LCM desde el centro hacia la periferia, en función del diseño de lente (ASFÉRICO o CONCÉNTRICO) (véase apartado 1.2), ofreciendo una idea de cómo será el rendimiento de dicha lente en visión simultánea (13). Por otro lado, el diámetro pupilar del sujeto también será un factor muy influyente en el éxito de la adaptación. En un estudio sobre la adaptación de lentes de contacto multifocales (14) se indica que uno de los factores involucrado en el aumento de la probabilidad éxito en la adaptación es la presencia de diámetros pupilares entre 3-5 milímetros. Los diámetros pupilares menores de 3 milímetros interfieren en la probabilidad de éxito, ya que, en lentes con diseño centro-lejos presentarán mala AV en cerca y en diseños centro-cerca mala AV en lejos. La edad del sujeto y la cantidad de Ad también juegan un papel importante en la adaptación. Por último, el correcto centrado de la lente también influirá en el uso óptimo de cada zona para cada distancia de visión además de en la aparición de aberraciones.

A la hora de la evaluación de las LCM será necesario tomar agudeza visual (AV) en diferentes condiciones, medir sensibilidad al contraste, sobrerrefracción (SRx), realizar un examen con lámpara de hendidura y medir las curvas de desenfoque. La realización de dichas curvas será de gran utilidad para el ajuste de la adición de la lente y ayudará a mejorar la adaptación individualizada al sujeto (15). Esto se lleva a cabo mediante el análisis de la AV del sujeto con la lente para diferentes distancias, siendo el mayor indicador objetivo del rango de visión de un sujeto con compensación para la presbicia. Esta técnica se basa en simular, mediante la colocación de lentes, la posición del optotipo a diferentes distancias, desde el infinito hasta una distancia próxima determinada. Esto se consigue mediante la colocación de lentes desde +3,00D hasta -5,00D en pasos de 0,50D. La adición

de lentes positivas llevará el objeto en el infinito a una posición detrás del ojo del sujeto (objeto virtual) y las lentes negativas inducirán una vergencia de imagen igual que si el objeto estuviera colocado por delante del ojo. Por ejemplo, la lente de -5,00D simula un objeto colocado 20 centímetros por delante del ojo. Se mide la AV del sujeto con cada lente colocada de manera monocular y se grafican los resultados de AV frente a potencia.

La realización de esta prueba ayuda en la elección del diseño de LC que mejor se ajusta al sujeto, a la valoración de su comportamiento óptico y de la profundidad de foco del conjunto LC más ojo completo. Una vez realizada la gráfica se valorarán tres zonas:

- El área de la curva comprendida en la adición de lentes positivas (0,00D a +3,00D), evalúa si su AV de lejos aceptaría un ajuste en positivos, es decir, que pasaría si se diese al sujeto una lente de mayor potencia positiva.
- El área de la curva alrededor de 0,00D evalúa la AV que se obtiene con la LCM para objeto lejano.
- Por último, la zona de adición de lentes negativas (0,00D a -5,00D) nos da información de la AV en la zona de visión intermedia y cercana del sujeto; es decir, si la compensación de presbicia prescrita en nuestro diseño es la correcta.

Mediante estas tres zonas podemos evaluar si la LCM ofrece buena AV a todas las distancias o si es necesario modificar su potencia para mejorarlas (15).

Finalmente, cabe destacar la dificultad de realizar algunos procedimientos de evaluación de LCM de visión simultánea. La SRx subjetiva convencional especialmente al efectuar los cilindros cruzados de Jackson (CCJ) es uno de ellos. Esto se debe a la superposición de imágenes retinianas dadas en el caso de visión simultánea. Por este motivo, conocer no solo la AV alcanzada en las curvas de desenfoque, sino también estimar la calidad de la imagen obtenida por el sujeto en cada paso de la refracción subjetiva puede ser de utilidad para entender las dificultades de visión que presenta el sujeto en el examen.

1.4 SIMULADOR DE IMÁGENES RETINIANAS Y REFRACCIÓN VIRTUAL

Existen diferentes técnicas para la determinación del error refractivo, estas pueden ser subjetivas, es decir, dependen de la percepción del sujeto, u objetivas, en las que éste no interfiere. Para la realización de la refracción objetiva contamos con los siguientes instrumentos: el autorrefractómetro, retinoscopio y aberrómetro siendo los dos primeros los más utilizados en la práctica clínica. La refracción subjetiva convencional trata de encontrar la lente más positiva que ofrezca el valor de AV máximo sin poner en juego la acomodación. Este es el método que se considera de referencia para la realización de la refracción, mientras que las medidas obtenidas mediante métodos objetivos pueden servir como punto de partida para el subjetivo (3).

En ocasiones, la interacción entre el sujeto y el examinador durante la refracción subjetiva puede no ser del todo clara. Esto puede deberse a que las instrucciones dadas por el optometrista no sean entendidas por la persona examinada, o que ésta ofrezca respuestas confusas para el examinador. En estos casos, el conocimiento por parte del optometrista de cómo es percibida la imagen durante el examen visual puede ayudar a una mejor realización del examen.

Conociendo la aberrometría de un determinado ojo, se puede simular el aspecto de la imagen retiniana de un objeto extenso. Con los datos aberrométricos (coeficientes de Zernike) se puede calcular como sería la imagen retiniana de un objeto puntual (PSF). Una vez conocida la PSF, se puede calcular la imagen de cualquier objeto extenso considerando éste como un conjugado de objetos puntuales (Figura 3). Esta metodología se ha utilizado en la Universidad de Zaragoza para desarrollar un software que permite simular las imágenes retinianas a partir de datos aberrométricos (16). El software permite, además, realizar una refracción “virtual” a partir de la aberrometría de un sujeto mediante el cálculo de las imágenes retinianas que se obtienen en cada paso del protocolo de refracción subjetiva enunciada en el anexo 3. De esta manera, un examinador externo puede realizar la Rx virtual de un ojo sin necesidad de colaborar con el paciente. En trabajos anteriores como (16) y (17) se ha demostrado que la Rx virtual no difiere significativamente de la subjetiva convencional y que los resultados tienen buena repetitividad inter e intra examinador.

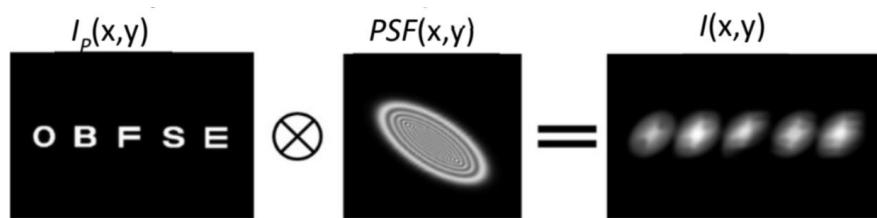


Figura 3: Pasos para el cálculo de la imagen retiniana a partir de la imagen paraxial y PSF (16).

En la Figura 4 se muestra un pantallazo del simulador de refracción virtual desarrollado en la Universidad de Zaragoza.

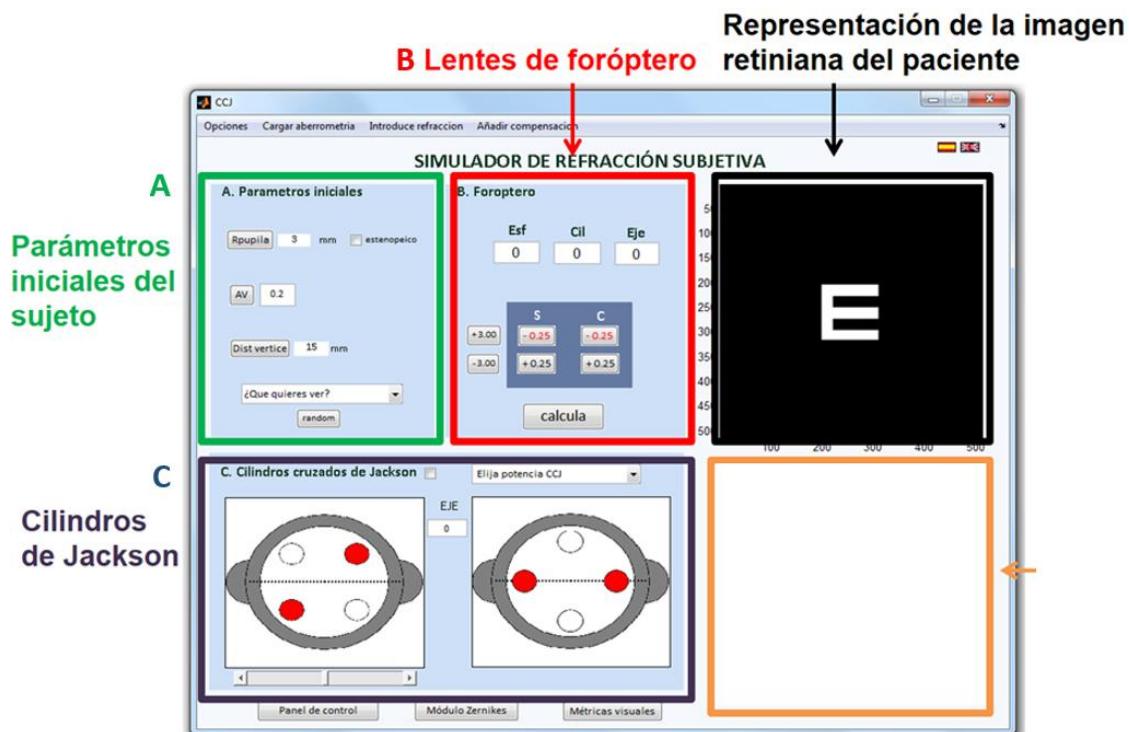


Figura 4: Imagen de la pantalla de refracción virtual del simulador.

El simulador consta de diferentes secciones las cuales se describen a continuación:

- Sección A: aparecen los parámetros iniciales que debemos fijar al comienzo de la refracción. Los parámetros que se pueden modificar o cambiar son:
 - o Radio de pupila.
 - o Selección de la AV (escala decimal) del optotipo del cual se calcula la imagen retiniana.
 - o Distancia al vértice, distancia en milímetros entre las lentes en el foróptero virtual y el ojo.
 - o Elección de optotipo, es posible elegir una línea de letras, una sola letra, la esfera del test horario, el conjunto de puntos para la realización de CCJ, test completo de Snellen, test HOTV y Cs de Landolt.
- Sección B: foróptero virtual. Permite en pasos de $\pm 0,25D$ introducir lentes esféricas y/o cilíndricas positivas o negativas. Además, nos permite introducir el eje del cilindro. Una vez introducidas las lentes presionamos al botón calcular. De esta manera, aparecerá en la pantalla la imagen retiniana (que presentaría el sujeto) del optotipo seleccionado anteriormente con las lentes que han sido introducidas.
- Sección C: test de CCJ. Seleccionando esta opción procedemos a la realización de los CCJ. Para comenzar, debemos elegir la potencia de dichos cilindros. La imagen de la izquierda permite realizar el volteo para determinar el eje del cilindro corrector y la de la derecha la potencia del cilindro. Las imágenes del conjunto de puntos de los CCJ se observan en la derecha. En ella se van visualizando las imágenes retinianas calculadas.

Este software se utilizará en el presente trabajo tanto para calcular la Rx virtual de los sujetos como para calcular la SRx con las LCM partiendo de los datos aberrométricos. Además, permitirá, con ayuda del foróptero virtual (sección B del simulador) simular las curvas de desenfoque con las LCM.

2. OBJETIVOS

El objetivo principal de este trabajo es la evaluación de la calidad visual con dos diseños de LCM de visión simultánea, las Dailies AquaComfort Plus de Alcon con diseño asférico y las LCM Proclear de CooperVision con diseño de anillos concéntricos.

Dicho objetivo principal se llevará a cabo mediante los siguientes objetivos específicos:

- La evaluación en gabinete de la AV, SRx y curvas de desenfoque con LCM.
- Realización del cálculo de SRx y curvas de desenfoque mediante simulación de imágenes retinianas a partir de aberrometría.
- Comparación de los resultados simulados con los obtenidos en gabinete.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

En este estudio se seleccionaron 10 sujetos (20 ojos), de acuerdo con los siguientes criterios de inclusión. Todas las personas partícipes en el estudio se presentaron de manera voluntaria, firmando con anterioridad el consentimiento informado ([véase Anexo 1](#)).

Los criterios de inclusión en este estudio fueron:

- Sujetos sin patologías oculares y sin contraindicaciones para el porte de LC.
- Pacientes presbíticos con de cualquier valor de Ad.
- Una AV decimal ≥ a 0,8 monocular con su compensación para VL.

Se realizaron 3 visitas para la obtención de todas las medidas necesarias. Las visitas tuvieron lugar en la Facultad de Ciencias de la Universidad de Zaragoza y las medidas fueron realizadas por el mismo examinador (MGI) bajo las mismas condiciones de medida. Debemos destacar la importancia de mantener las mismas condiciones de iluminación durante las pruebas para asegurarnos de que el tamaño pupilar permanece constante.

3.1 LC UTILIZADAS EN EL TRABAJO

Las lentes utilizadas en el estudio fueron la LC Proclear (LCP) y la LC Dailies (LCD). La lente multifocal Proclear presenta un diseño de anillos concéntricos para visión simultánea mientras que la LC Dailies presenta un diseño asférico de visión simultánea. Ambas lentes se encuentran disponibles en diseños D (centro lejos) y N (centro cerca), en este estudio ambas lentes presentan diseño centro lejos. Las lentes Proclear son de reemplazo mensual mientras que las Dailies presentan un reemplazo diario.

En la figura 5 se muestra un ejemplo del perfil de potencia de una lente Proclear (a) y una Dailies (b) con la finalidad de valorar la forma de progresión de potencia de cada diseño, sin embargo, estos no son los parámetros específicos utilizados en las LC de este trabajo. La lente Proclear Figura 5 (a) presenta un diseño centro-lejos, como el utilizado en este estudio, y potencia en VL de +2,00D y Ad +2,50D. Por otro lado, se observa la lente Dailies Figura 5 (b), de diseño centro-cerca, con potencia en VL de -1,50D y Ad +2,00D. La medida se realizó con el instrumento NIMO TR1504 disponible en el grupo Diog (<http://diog.webs.upv.es/>) de la Universidad de Valencia y la Universidad Politécnica de Valencia.

En la figura 5 (a) la potencia aumenta del ápex a la periferia en un salto producido por el anillo concéntrico. En la figura 5 (b) se muestra un cambio de potencia gradual desde el ápex hacia la periferia de la lente, de manera que, la zona central de potencia más positiva progresiona hacia potencias más negativas en función de nos alejamos del ápex. En la figura se observa que la zona de potencia estable para ambas lentes es solo la central, siendo esta zona mayor en la LC Proclear que en la Dailies. Por otro lado, la LC Proclear presenta dos zonas muy diferenciadas, la zona de VL y a partir de ahí otra zona de progresión de la adición, tal que, las 2,50D de adición se consiguen en 1 mm más o menos. Por el contrario, en la LC Dailies la zona de progresión de la adición es mayor, 2mm más o menos, alcanzándose la adición en más espacio que en la Proclear, es decir, la progresión es más lenta que en la Proclear. Finalmente, cabe destacar que cuando se alcanza la potencia periférica en ambas lentes nunca se estabiliza la potencia siendo la zona de VP de la LC Proclear menos estable que la de la Dailies.

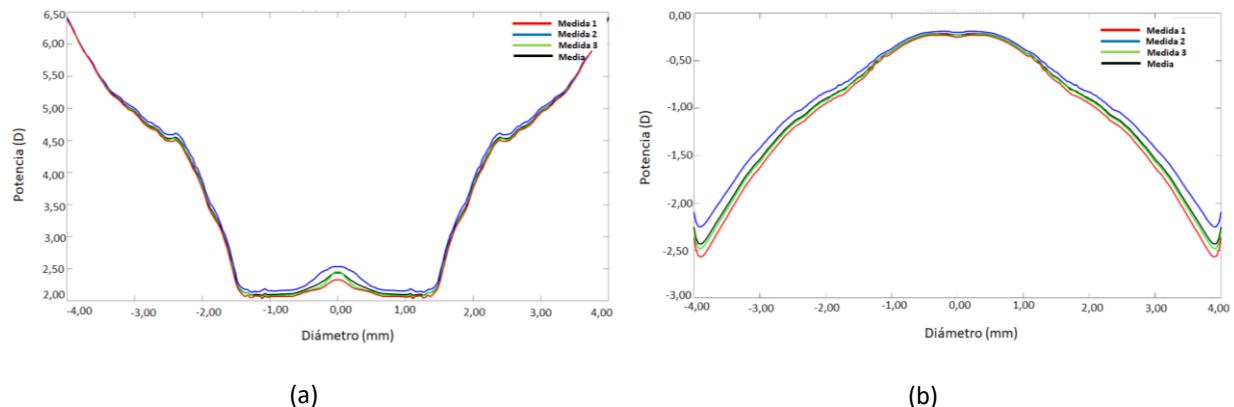


Figura 5: Perfil de potencia de la LC Multifocal Proclear (a) de diseño de anillos concéntricos con ojo dominante centro-lejos de potencia +2,00D y Ad +2,50D y perfil de potencia de la LC Multifocal Dailies (b) de diseño asférico con potencia -1,50D y Ad +2,00D. Se realizan tres medidas (líneas de color rojo, azul y verde) de la lente y se calcula la media (línea negra).

Los parámetros y características de los materiales de cada tipo de LCM utilizada en este trabajo se muestran en la tabla 1.

Tabla 1: Parámetros y características del material de LC Proclear multifocal (19) y de la LC Dailies AquaComfort PLUS multifocal (18).

	LCM PROCLEAR COOPERSVISION			LCM DAILIES DE ALCON
Radio (mm)	8,70	8,70	8,70	8,70
Diámetro (mm)	14,4	14,4	14,4	14
Potencia esférica (D)	De +6,00D a -8,00D (en pasos de 0,50D a partir de -6,00D)	De +6,50D a +20,00D y de -8,50D a -20,00D (en pasos de 0,50D a partir de +/- 6,00D)	De +20,00D a -20,00D (en pasos de 0,50D a partir de +/- 6,00D)	De +6,00D a -10,00D (en pasos de 0,25D)
Potencia de adición (D)	+1,00, +1,50, +2,00, 2,50	+1,00, +1,50, +2,00, 2,50	+3,00D, +3,50D, +4,00D	LO (\leq +1,50D), MED (+1,50 a +2,00D) y HI (\geq +2,50D)
Material	Omafilcon B			Nelfilcon A
Dk/t	27 (para -3,00D)			26 (para -3,00D)
Hidratación	62%			69%

3.2 PROTOCOLO DE MEDIDAS EN GABINETE

Primera visita

En esta primera visita se realizan las siguientes pruebas sin LC:

- 1- Anamnesis completa de los datos personales necesarios de cada sujeto.
 - 2- Refracción objetiva y queratometría con el autorrefractómetro de campo abierto (WAM- 5500).
 - 3- Aberrometría con iTrace. Se realizan 3 medidas aberrométricas de cada ojo (ocultando el que no está siendo medido) en condiciones fotópicas y escotópicas con objeto de proyección lejano. El aberrómetro proporciona los diámetros pupilares en ambas condiciones de iluminación y los coeficientes de Zernike.

- 4- Medida de AV decimal (monocular) con Smarthings4vision con su compensación en gafa, en VL y VP (a 33cm) y medida de su compensación habitual en gafa mediante la utilización del frontofocómetro.
- 5- Refracción subjetiva monocular en VL. Se realiza utilizando máximo positivo máxima agudeza visual (MPMAV) con líneas de 5 letras en pasos de 0,1 LogMAR. Cuando el sujeto presenta AV=0,32 se realiza el test de esfera horaria. Se continua desmiopizando hasta AV=0,8 y realizamos CCJ. A continuación, seguimos desmiopizando hasta alcanzar su máxima AV comprobando la eficacia del cilindro corrector. Finalmente, se lleva a cabo la medida de compensación para VP (a 33cm) utilizando cilindros cruzados fisionados (CCF). Para información más detallada del procedimiento de refracción subjetiva [véase anexo 3](#). Las condiciones de iluminación son fotópticas e iguales a las de las medidas de aberrometría.
- 6- AV monocular conseguida con la refracción subjetiva tanto en VL como en VP (a 33cm). Se evalúa en condiciones fotópticas (en VL y VP) con contraste al 100% y al 30% (solo en VL).

Todos los valores de las pruebas realizadas quedan recogidos en la ficha de sujeto ([véase Anexo 2](#)).

El pedido de las LC se realizó tras finalizar la primera visita de todos los sujetos. Para ello se llevaron a cabo los siguientes pasos y se tuvieron en cuenta las reglas de adaptación especificadas por cada casa comercial:

- 1- Se realiza el equivalente esférico. Cuando el valor cilíndrico es de -0,25D no se tiene en cuenta en la determinación de la potencia de las LC.
- 2- Aplicamos distometría en equivalentes esféricos $\geq 14,00\text{DI}$.
- 3- El valor de la Ad se calcula a 40cm por lo que se disminuye +0,50D la Ad medida a 33cm.
- 4- Se observaron los rangos de fabricación y reglas de adaptación de cada casa comercial (18) (19).

Segunda visita

En la segunda visita se llevan a cabo las siguientes pruebas con la LCM Proclear:

- 1- Aberrometría con LC en OD y OI. 3 medidas en cada ojo en condiciones fotópticas y escotópticas ocultando el ojo que no esté siendo medido.
- 2- AV monocular con la LC adaptada, en VL y VP (a 40 cm) en condiciones fotópticas. Además, en VL con contraste de 30%.
- 3- Sobrerrefracción monocular con LC en VL y VP (a 40cm).
- 4- Curva de desenfoque (monocular en condiciones fotópticas). Partimos de la refracción subjetiva colocando una lente de +3,00D. A continuación, vamos desmiopizando en pasos de 0,50D hasta llegar a una lente de -5,00D. Medimos la AV del sujeto con cada lente colocada, para dar por buena la AV es necesario distinguir 4 de las 5 letras del optotipo.

Tercera visita

En esta tercera visita las pruebas realizadas son las mismas que en la segunda visita, pero con la LCM *Dailies AquaComfort PLUS* de Alcon.

3.3 SIMULACIÓN DE REFRACCIÓN Y CURVAS DE DESEFOQUE

A partir de los valores aberrométricos obtenidos en cada visita sin LC y con cada una de las LCM se realiza una refracción subjetiva virtual con el simulador de refracción virtual. Los datos introducidos en el simulador de refracción virtual son los coeficientes de Zernike y el diámetro pupilar proporcionados por el aberrómetro.

En primer lugar, para introducir en el simulador los datos aberrométricos de cada sujeto se procedió como sigue:

- Se calcula el tamaño pupilar del sujeto en condiciones fotópicas como media de los tres tamaños medidos con el aberrómetro en esas condiciones.
- A partir de las aberrometrías en condiciones escotópicas (3 medidas) se recalculan los coeficientes de Zernike para el tamaño pupilar fotópico (20).
- Se promedian los coeficientes de Zernike obtenidos en las 3 medidas en condiciones escotópicas una vez reescalados.

En primer lugar, se determinó la Rx (sin LC) y la SRx (con ambas LCM) en el simulador siguiendo el mismo procedimiento que en la refracción subjetiva ([véase anexo 3](#)), pero evaluando las imágenes dadas por el simulador en cada paso de la refracción.

Por otro lado, se determinaron las curvas de desenfoque con el simulador, tanto con las LCM como sin LC (en este caso la curva de desenfoque da idea de la profundidad de foco del ojo sin LC). Para ello se introducen en el foróptero virtual (sólo usaremos la ventana B del simulador, Figura 4) las lentes de +3,00D hasta -5,00D en pasos de 0,50D (en el caso de las curvas realizadas con el simulador sin LC estas lentes se colocarán sobre la Rx virtual). En el proceso se va aumentando el valor de la AV de los optotipos de letras hasta distinguirse 4 de 5 letras.

Los valores de aberrometría utilizados en las curvas de desenfoque con LCM y SRx de las LCM no son la media de las tres aberrometrías debido a la variación de la posición de la LC en cada una de las tres medidas. Por lo tanto, se seleccionó una de las tres medidas realizada en condiciones fotópicas en la cual el valor del diámetro pupilar fuese lo más parecido al diámetro pupilar fotópico del dicho ojo sin LC.

4. RESULTADOS

La muestra de este estudio consta de 10 pacientes con edades comprendidas entre 44 y 71 años, la edad media es de $54,1 \pm 7,43$ años. De estos 10 pacientes 6 son mujeres y 4 son hombres. Se evalúan de manera monocular, adquiriendo así una muestra total de 20 ojos. En la tabla 2 se muestran los valores promedio, desviación estándar (DS) y rango de error refractivo esférico, componente cilíndrico, adición, AV VL, AV VP y diámetro pupilar fotópico de la muestra.

Tabla 2: Valores promedio de Rx, Cilindro, Adición, AV VL, VP y Diámetro pupilar fotópico con su DS y rango de los 20 ojos de muestra del estudio.

Parámetros	PROMEDIO ±DS	RANGO
Rx	(-2,25 ±2,43) D	[+1,75 a -7,25] D
Cilindro	(-0,42 ±0,35) D	[0 a -1,00]D
Adición	(+2,11 ±0,30) D	[+1,50 a +2,75]D
AV VL LogMAR	(-0,04 ±0,06)	[0 a -0,2]
AV VP LogMAR	(0 ±0)	-
Diámetro Pupilar Fotópico	(4,52 ±0,85) mm	[2,17 a 5,83] mm

A continuación, se muestran los valores obtenidos para los parámetros explicados en el apartado 3.2 de la metodología.

4.1 RESULTADOS DE AV

En primer lugar, se exponen los valores de AV con lente oftálmica (LO), con LCP y con LCD, para cada uno de los ojos estudiados y en las tres condiciones de medida de la AV: VL, VL al 30% y VP (Figura 6). La AV con LCP y LCD corresponde con la alcanzada antes de realizar la SRx correspondiente en cada ojo. En la tabla 3 se indican los valores numéricos promedio y DS de AV en VL, VL al 30% y VP con LCP, LCD y con LO.

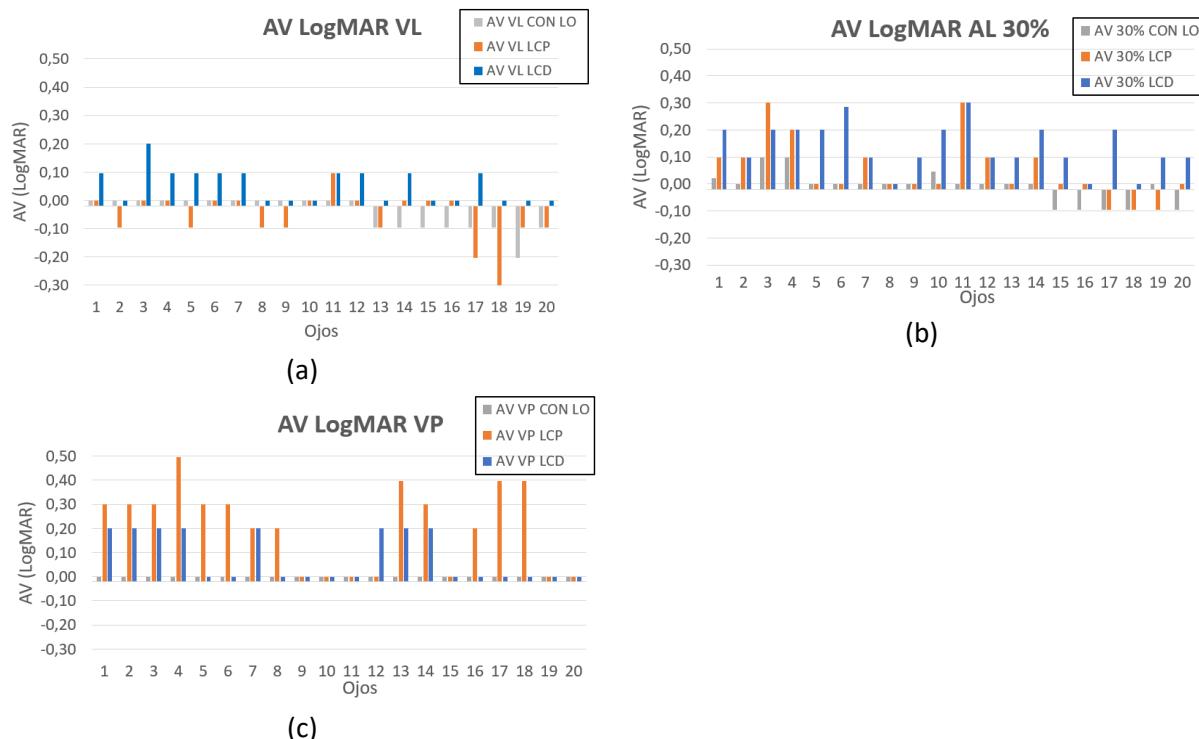


Figura 6: Valores de AV en VL (a), VL al 30% (b) y VP (c) para LCD (color azul), LCP (color naranja) y con LO (color gris).

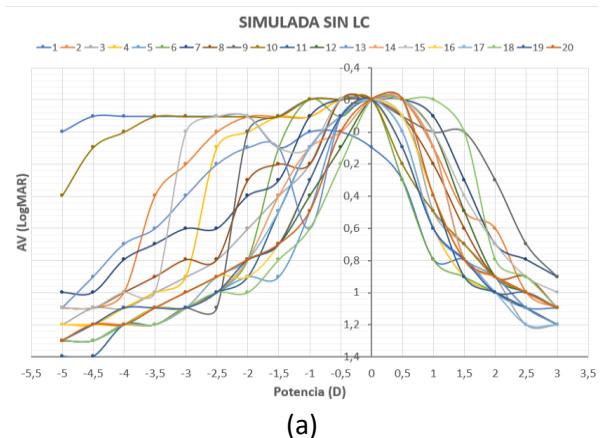
Tabla 3: Valores promedio y DS de AV en VL, VL al 30% y VP para LCD, LCP y con LO.

	PROMEDIO (LogMAR)		
	con LO	LCP	LCD
AV VL	-0,044 ±0,060	-0,054 ±0,088	0,054 ±0,059
AV VL al 30%	-0,011 ±0,059	0,049 ±0,114	0,138 ±0,087
AV VP	0 ±0	0,205 ±0,169	0,080 ±0,101

En la Figura 6 (a) y en la tabla 3 se muestra que los valores obtenidos de AV en VL con la LCP son mayores que con la LCD en 16 de los 20 ojos y en 3 ocasiones ambas son iguales a 0 (escala LogMAR). Por lo tanto, la mejor AV en VL se alcanza con la LCP, siendo estos valores muy similares a los obtenidos con LO. En segundo lugar, en la Figura 6 (b) y la tabla 3 se muestra que los valores de AV al 30% con LO son mayores que con cualquiera de las dos LC. En las tres situaciones la AV media disminuye al disminuir el contraste del optotipo, pero la disminución es mayor en el caso de la LCD. Por lo tanto, la LCP presenta menor disminución de SC que la LCD, pero de los tres tipos de compensación el que menos disminuye la SC es la corrección con LO. Finalmente, en la Figura 6 (c) y tabla 3 se indica que en toda la muestra la AV sin LC en VP es igual a 0 (escala LogMAR) siendo este tipo de compensación el que mejores resultados ofrece de AV en VP. Por otro lado, si observamos los valores promedio de AV la LCD ofrece mejor AV en VP que la LCP, lo contrario a lo sucedido en VL.

4.2 RESULTADOS DE CURVAS DE DESENOFOQUE

En la figura 7 se presentan las curvas de desenfoque realizadas de manera real en el gabinete y de manera simulada a partir de los datos aberrométricos con el simulador de refracción virtual para cada uno de los ojos del estudio. Los valores aberrométricos utilizados para la obtención de la Figura 7 (a) se tomaron sin que los sujetos portarán ningún tipo de compensación. Posteriormente, se calculó la Rx a través del simulador de refracción virtual y se realizaron las curvas de desenfoque con dicha compensación. Nótese que la curva de desenfoque real sin LC no ha sido realizada. En la Figura 7 (a) se muestra el valor de AV máxima: -0,2 (escala LogMAR) que equivale con una AV decimal de 1,6. Debido a que todos los ojos portan su compensación correspondiente para VL alcanzan su mejor AV para dicha distancia.



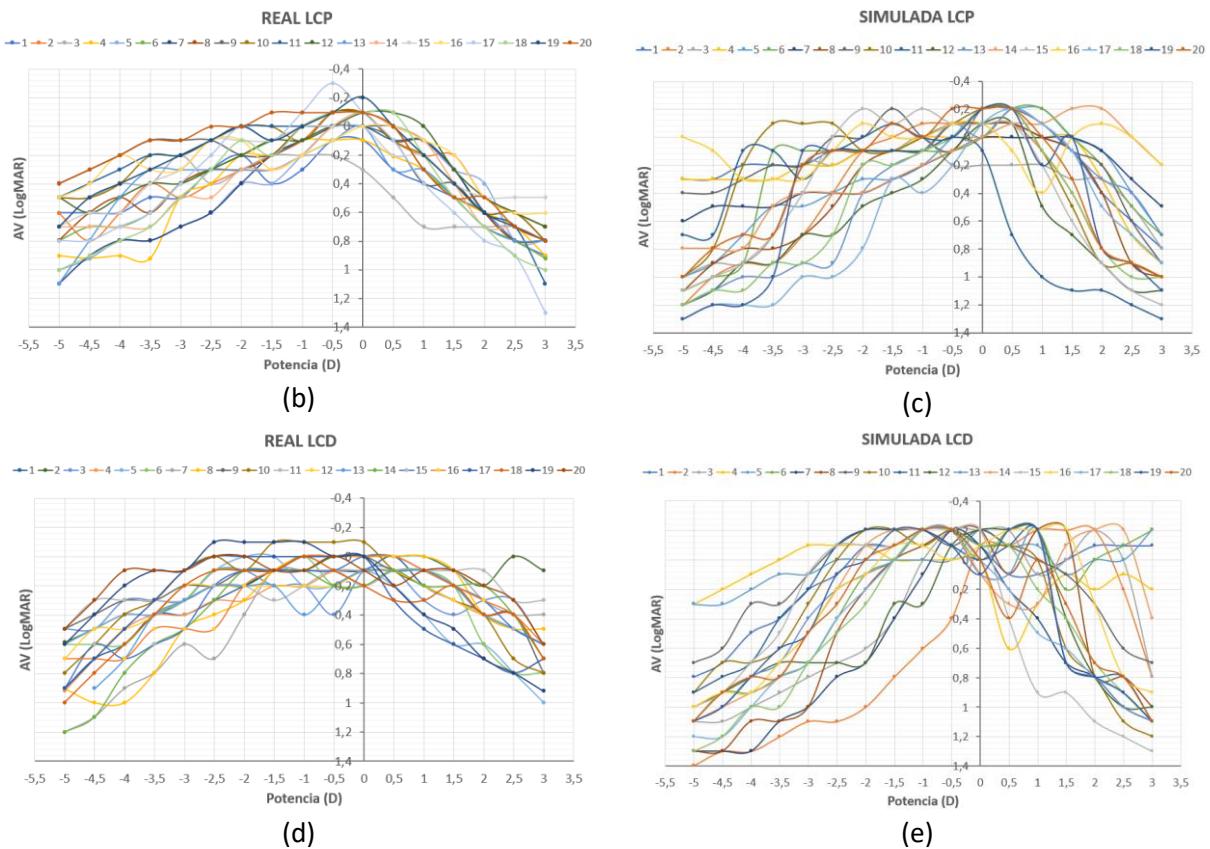


Figura 7: Curvas de desenfoque sin LC simulada (a), con LCP real (b) y simulada (c), con LCD real (d) y simulada (e). El rango de potencias de las lentes utilizadas va desde +3,00D hasta -5,00D en pasos de 0,50D.

En primer lugar, se comparan la Figura 7 (a) sin LC con las Figuras 7 (b), (c), (d) y (e) con LCM. En la primera gráfica a medida que nos desplazamos hacia las lentes negativas se observa que la AV decae de manera considerable generando una curva más cerrada que con las LC. En las gráficas (b), (c), (d) y (e) la curva es más abierta y sin simetría entre los valores de AV con lentes positivas y con lentes negativas. Esta asimetría es de esperar, puesto que, con el porte de las LC la profundidad de foco aumenta obteniendo valores de AV mayores con lentes negativas. Sin embargo, debemos de tener en cuenta que en el caso de sujetos presbíticos jóvenes las curvas de desenfoque reales sin LC habrían sido más anchas, ya que, aún conservarían algo de acomodación. Por el contrario, al realizarlo con el simulador, este no puede acomodar y por lo tanto esta acomodación no se tiene en cuenta.

En segundo lugar, al comparar las Figuras 7 (b) y (d) en las que se observa de manera cualitativa que la curva de la LCD (d) es más abierta que la (b).

Finalmente, se aprecian diferencias entre las curvas realizadas de manera simulada Figuras 7 (c) y (e) con las reales Figuras 7 (b) y (d), ya que las curvas simuladas presentan mayor variabilidad entre sujetos que las reales.

4.3 RESULTADOS DE RX Y SRX EN VL Y VP.

En este apartado se muestran los resultados de Rx y SRx en VL y VP. En la figura 8 se indican los valores de Rx subjetiva en VL sin LC. En cada gráfica se representa la Rx real y simulada, para las componentes M, J_0 y J_{45} en cada uno de los ojos de la muestra. Se observa que para la componente M, Figura 8 (a), los valores de Rx real y simulada se asemejan mucho para la mayoría de los ojos. Por

otro lado, en las Figuras 8 (b) y (c) se observa mayor variabilidad entre los valores reales y simulados que en la Figura 8 (a).

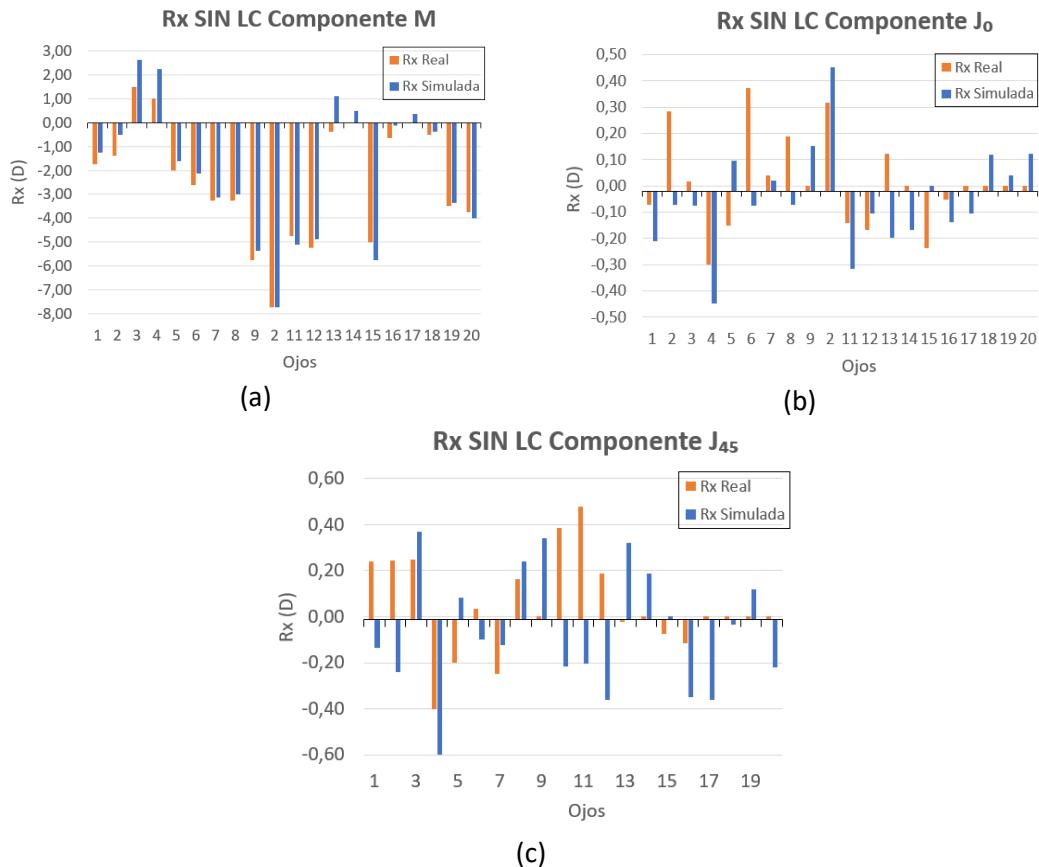


Figura 8: Valores de Rx (D) en VL sin LC obtenidos de manera real (color naranja) y simulada (color azul) para las componentes M, J_0 y J_{45} .

En la figura 9 se exponen los valores en VL de SRx real y simulada para LCP y LCD, de esta manera se comparan dichos valores entre ambos diseños. En primer lugar, se observan los resultados de SRx real. Vemos que para 16 ojos la SRx de la componente M es igual a 0,00D con LCP y para 10 ojos con LCD. Lo mismo sucede con las otras componentes, el número de ojos con SRx igual a 0,00D para las componentes J_0 y J_{45} es mayor en LCP que en LCD. Es decir, la LCP presenta menor SRx que la LCD, esto corresponde con los valores de AV mayores con LCP anteriormente mencionados.

Por otro lado, comparamos los mismos datos, pero realizados de manera simulada. En este caso tan solo 2 ojos para la componente M presentan SRx 0,00D con LCP y otros 2 ojos con LCD. Para la componente J_0 también ofrece SRx mayores a la real en ambos diseños, al igual que para la componente J_{45} de la LCP. Por el contrario, esta componente en la LCD ofrece menor SRx de manera simulada que real. Por lo tanto, se observa que la SRx realizada con el simulador ofrece, mayoritariamente, valores más positivos de SRx que los obtenidos en el gabinete.

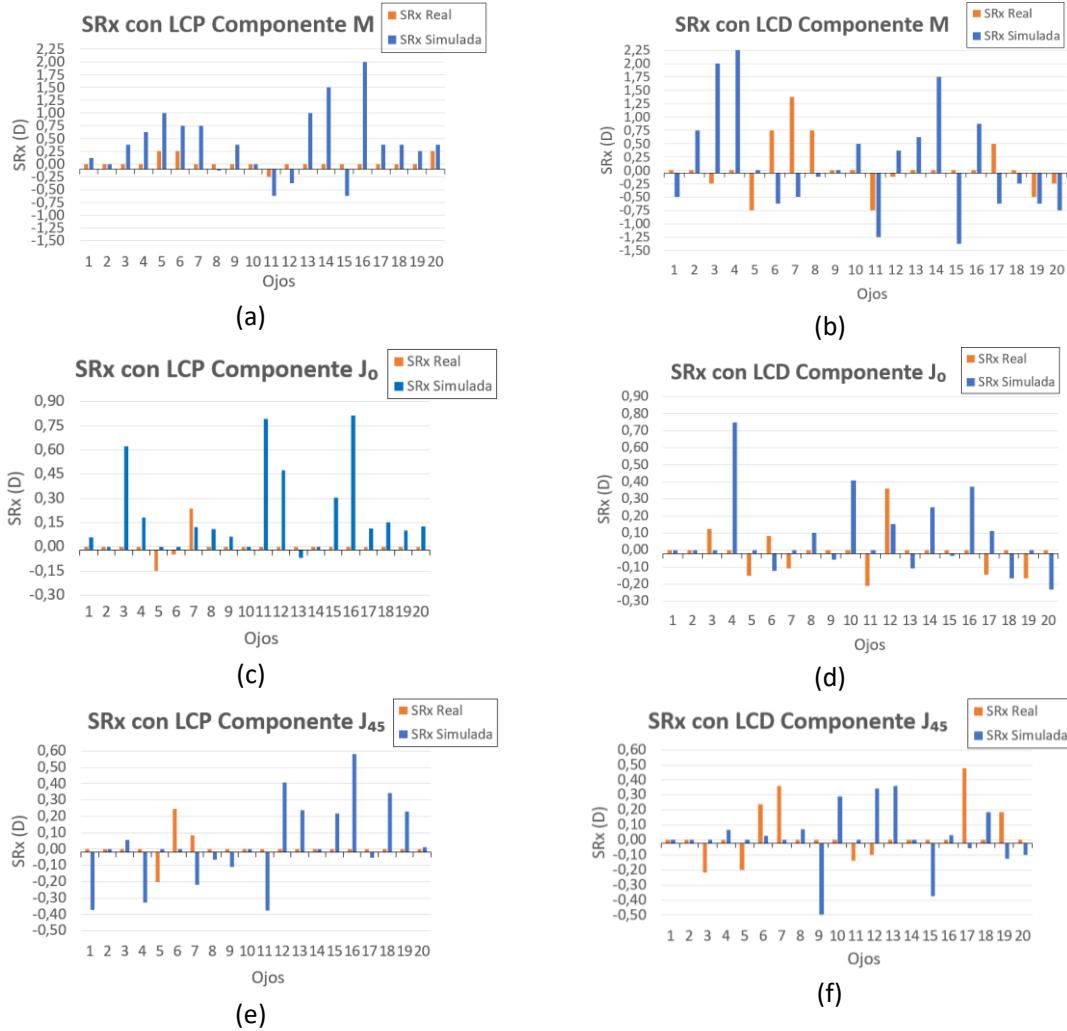


Figura 9: Valores de SRx (M , J_0 , J_{45}) obtenidos de manera real (color naranja) y simulada (color azul) para LCP (a,c,e) y LCD (b,d,f).

En la tabla 4 se disponen los valores numéricos promedio y DS de la diferencia entre los valores simulados y reales de cada componente (M , J_0 y J_{45}) para la SRx de los dos diseños de LC y Rx sin LC.

Tabla 4: Valores promedio y DS de la diferencia entre SRx simulada y real de los componentes M , J_0 y J_{45} para LCP y LCD y promedio y DS de la diferencia entre Rx (D) simulada y real sin LC para cada componente.

Componentes	Promedio y DS de la diferencia entre SRx(D) simulada y real		
	M	J_0	J_{45}
LCP	$0,38 \pm 0,63$	$0,20 \pm 0,27$	$0,02 \pm 0,27$
LCD	$0,09 \pm 0,63$	$0,08 \pm 0,25$	$-0,02 \pm 0,28$
Promedio y DS de la diferencia de entre Rx (D) simulada y real			
SIN LC	$0,37 \pm 0,53$	$-0,06 \pm 0,20$	$-0,11 \pm 0,32$

En primer lugar, se observa que la media de las diferencias entre la SRx simulada y la SRx real de ambas LC para todas las componentes, excepto J_{45} de la LCD, es un valor positivo. Por lo tanto, los valores obtenidos con el simulador para la SRx con LCP y LCD son valores más positivos que los reales. Este efecto es más acusado en las LCP, donde la media de las diferencias es mayor de 0,25D, que es un valor clínicamente significativo. En el caso de las LCD, la media de las diferencias de todas las componentes es menor de 0,25D. Por otro lado, se observa que los valores obtenidos con el

simulador para la Rx sin LC también son valores más positivos que los reales, siendo clínicamente significativos al ser mayores de 0,25D. La obtención de valores más positivos con el simulador nos indica que los sujetos más jóvenes de la muestra, que pueden conservar algo de poder acomodativo, no acomodan al realizar las medidas aberrométricas sin LC con el aberrómetro. De lo contrario, los valores obtenidos con el simulador habrían sido más negativos que los reales. Por último, la DS nos indica en qué situación (LCP o LCD) difieren más los valores reales de los simulados. Se observa que la DS de la componente M para ambas lentes es igual, por lo que, ambas difieren en igual medida. En el resto de las componentes la DS es similar.

Por último, en la figura 10 se muestran los valores en VP de Rx, sin LC, y de SRx con LCP y LCD. Todo ello obtenido de manera real en el gabinete. Se observa que los valores de SRx en VP con LCP son iguales o mayores a la Rx en VP en 13 ojos de la muestra. Para la LCD esto sucede en 10 ojos. Sin embargo, lo esperado en estos resultados es que la SRx con LC sea igual a 0,00D.

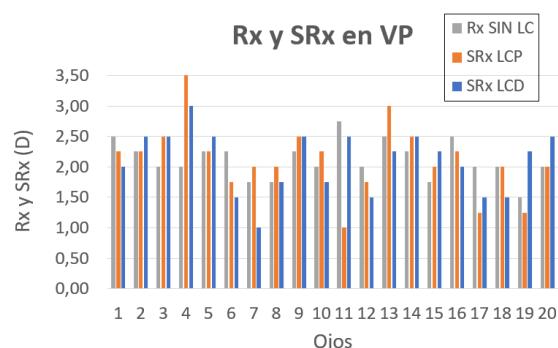


Figura 10: Rx en VP sin LC (color gris) y SRx en VP con LCP (color naranja) y LCD (color azul).

5. DISCUSIÓN

Una vez mostrados los datos de los 20 ojos sin LC, con LCP y LCD se procede a la justificación de dichos resultados.

5.1 AV

En primer lugar, los resultados de AV en VL comentados en la Figura 6 y Tabla 3 pueden ser justificados en función del diseño de cada LC. En la Figura 5 del apartado 3.1 se observa que el diseño de la LCP presenta una zona estabilizada de VL mayor que la LCD, lo cual justifica una mejor AV en VL con LCP que con LCD. Cabe destacar que, por lo general, en la práctica clínica se percibe una dependencia de la AV en VL en función de la cantidad de adición de la LC, de manera que, a mayor adición, mayor es la queja de los sujetos por presencia de halos, produciendo menor SC y mayores deslumbramientos. Sin embargo, en este trabajo con la muestra que se posee no se observa una clara relación entre el aumento de adición y la disminución de AV en VL con LC.

En segundo lugar, se comparan las AV en VL al 30% (Figura 6 y Tabla 3) para las tres condiciones (LCD, LCP y CON LO), de tal manera que podemos deducir en cuál de las tres situaciones existe mayor pérdida de SC. La pérdida de SC es una de las principales desventajas de las LCM (12), sobre todo, de visión simultánea, por ello es importante su valoración con diferentes diseños. La mayor pérdida de SC por parte de las LCD indica que el diseño de anillos concéntricos de las LCP reduce en menor medida la SC que el diseño asférico de la LCD. Estos resultados no son los esperados teniendo en cuenta la Figura 5 del apartado 3.1 en la que se observa que la progresión del cabio de potencia es

más lenta en la LCD reduciendo de esta manera los saltos bruscos de potencia que pueden generar mayores halos y deslumbramientos. Por otro lado, se observa que la compensación con lente oftálmica reduce en menor medida la SC que con cualquiera de las dos LC. Esto se debe a que las LCM de visión simultánea generan un desenfoque al enfocar objetos en retina que provoca una reducción de la SC.

Por último, en la Figura 6 y Tabla 3 se compara la AV con LCD, LCP y con LO para VP. Los valores de mejor AV con LCD en VP podrían deberse a su zona de progresión de potencia desde VL hasta VP. En el caso de la LCP el cambio de potencia es más rápido (progresión de la adición en menos espacio) y por lo tanto más brusco, sin embargo, en la LCD la zona de progresión de adición es mayor.

En el siguiente estudio (8) se comparan las AV (escala LogMAR) en VL y VP en condiciones de alto contraste para diferentes LC. En el caso de la LCM Purevision de diseño asférico, igual al de la LCD, se muestra una AV en VL de $0,05 \pm 0,08$ siendo muy similar a la AV en VL adquirida con LCD en este estudio ($0,054 \pm 0,059$). Los resultados de la lente Purevision para VP fueron de $0,21 \pm 0,13$ mientras que en este estudio para la LCD en VP se corresponden con valores de $0,080 \pm 0,10$. Por lo tanto, la AV es mayor en este estudio que en el (8). Para el caso de la LCM Oasys con diseño de anillos concéntricos, como el de la LCP, se muestra una AV en VL de $-0,06 \pm 0,08$ siendo muy parecida a la de este estudio para la LCP ($-0,054 \pm 0,088$). Los resultados de esta LC para VP son mayores ($0,12 \pm 0,11$) que los de la LCP ($0,20 \pm 0,16$).

5.2 CURVAS DE DESENFOQUE

Con el objetivo de evaluar de manera cuantitativa la profundidad de foco de cada una de las LC y sin LC (compensación de VL en lente oftálmica). Se ha decidido calcular el número de lentes positivas, por un lado, y negativas, por otro, que mantiene cada ojo con una AV igual o menor a 0,2 en escala LogMAR. Para las curvas de desenfoque realizadas tanto de manera real como simulada con LCP, LCD y sin LC obtenemos los valores de la tabla 5. Por otro lado, en la tabla 6 aparece el promedio de la diferencia de potencia tanto positiva como negativa mantenida con una $AV \leq 0,2$ entre curvas reales y simuladas.

Tabla 5: Comparación de valores de profundidad de foco para LCP, LCD y sin LC de manera real y simulada mediante valores promedio y DS de la potencia (+ y -) mantenida por cada ojo con $AV \leq 0,2$ LogMAR.

	Promedio y DS de profundidad de foco (D)				
	Real		Simulada		
	LCP	LCD	SIN LC	LCP	LCD
Lentes + (D)	$+1,00 \pm 0,41$	$+1,50 \pm 0,67$	$+0,50 \pm 0,41$	$+1,50 \pm 0,74$	$+1,50 \pm 0,91$
Lentes - (D)	$-2,00 \pm 1,02$	$-2,50 \pm 0,70$	$-1,50 \pm 1,35$	$-2,50 \pm 1,25$	$-2,00 \pm 1,09$

Tabla 6: Valores promedio y DS de la diferencia entre lentes + simuladas y reales y lentes - simuladas y reales para LCP y LCD.

Promedio de la diferencia entre curvas de desenfoque simuladas y reales		
Lentes	Lentes + (D)	Lentes - (D)
LCP	$0,67 \pm 0,81$	$0,32 \pm 1,20$
LCD	$0,15 \pm 1,15$	$-0,30 \pm 1,39$

En primer lugar, en la Tabla 5 observamos el valor promedio de profundidad de foco sin LC de manera simulada, ya que, no se realizó de manera real. Este valor corresponde con una media de +0,50D y -1,50D (para $AV \leq 0,2$ LogMAR) que es la menor profundidad de foco en comparación con LCP y LCD simulada y real. En los casos 1 y 10 de la gráfica (a) (Figura 7) se observa una profundidad de foco sin LC bastante mayor en comparación al resto de sujetos. En el caso del ojo 1, esto puede deberse al diámetro pupilar, que es el menor de toda la muestra (diámetro= 2,17 mm). Diámetros de pupila pequeños suelen presentar mayor profundidad de foco. En el caso del ojo 10 podría deberse al valor de aberración esférica (AE), ya que, es uno de los ojos con mayor AE de la muestra. Valores elevados de AE también pueden aumentar la profundidad de foco (21). Para observar de manera más visual el caso del ojo 1 se realiza la figura 11. En ella se observa que con la LCP real la $AV \geq 0,2$ (escala LogMAR) se mantiene hasta una lente negativa de -0,50D y ninguna positiva y con LCD hasta una lente de +1,00D y -0,50D. Sin LC estos datos adoptan los valores de 0,00D en lentes positivas y -5,00D en lentes negativas, por lo que, tendrá mayor profundidad de foco sin LC. Por otro lado, se observa la baja relación de valores entre las curvas reales y simuladas, ya que los valores adoptados por las curvas simuladas son, para las LCP desde +1,50D hasta -3,00D y las LCD +3,00D y -3,00D.

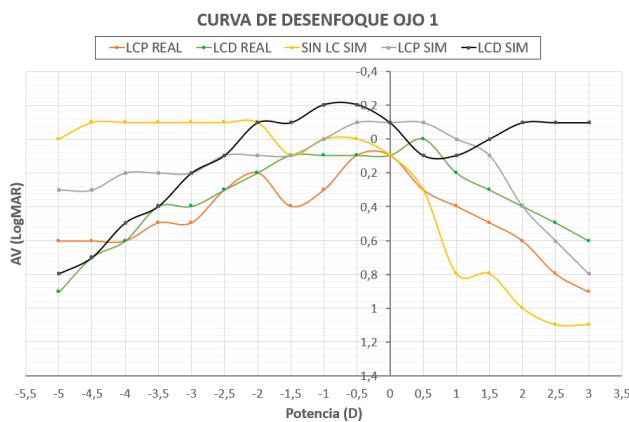


Figura 11: Comparación de profundidad de foco entre LCP real (color naranja) y simulada (color gris), LCD real (color verde) y simulada (color negro) y sin LC simulada (color amarillo) para el ojo 1.

En segundo lugar, se evalúan los resultados con LCP. En la tabla 6 aparece el promedio de la diferencia de potencia tanto positiva como negativa aguantada con una $AV \leq 0,2$ entre curvas reales y simuladas para LCP. Si establecemos que una diferencia menor a 0,50D no es significativa, deducimos que la diferencia de potencia en lentes positivas para la LCP sí es significativa entre las curvas reales y simuladas. Por el contrario, para las lentes negativas esta diferencia no es significativa, por lo que la profundidad de foco dada de manera real y simulada en este caso es similar en ambas condiciones. Por otro lado, en la tabla 5 se observa que la profundidad de foco tanto simulada como real es mayor con LCP que sin LC (simulada). Estos resultados son los esperados, ya que, los sujetos sin LC no se encuentran compensados en VP. Si comparamos los resultados de profundidad de foco reales de la LCP con los mencionados en la tabla 5 del artículo (8) para la LC Oasys (con geometría de anillos al igual que la LCP) la AV con una lente de -1,50D en dicho artículo es de 0 (escala LogMAR) y para la LCP de este estudio de $0,16 \pm 0,13$, por lo tanto, la AV es mayor con LC Oasys que con LCP.

En tercer lugar, se evalúa la profundidad de foco de las LCD. En la tabla 6 se observa que la diferencia de potencia tanto en lentes positivas como negativas es menor de 0,50D, por lo que, los valores simulados y reales ofrecen una profundidad de foco similar. Además, en la tabla 5 se observa que la LCD ofrece mayor profundidad de foco tanto de manera real como simulada que sin LC (simulada). En el artículo (8) se muestra que la AV alcanzada en las curvas de desenfoque de la LCM Purevision

(con geometría asférica al igual que la LCD) con una lente de -1,00D es de 0,04 y en este estudio para la LCD con una lente de -1,00D es de $0,085 \pm 0,11$, tal que, la AV con la LC Purevision es ligeramente mayor que la de este estudio.

Por último, comparando los resultados obtenidos en el gabinete se concluye que la LCD ofrece mayor profundidad de foco que la LCP. Sin embargo, en los resultados adquiridos con el simulador las LCD parecen ofrecer menor profundidad de foco que las LCP. Cabe destacar que las diferencias encontradas en este trabajo entre los valores reales y simulados pueden deberse a varios factores. En primer lugar, a la hora de realizar las medidas reales el sujeto parpadea hasta, tras varios intentos, ofrecer respuesta, si la LC no se encuentra bien adaptada y se descentra con el parpadeo, los valores de la curva de desenfoque real se pueden ver afectados. Además, la presencia de halos también repercute en la respuesta de los sujetos, puesto que, a pesar de que las letras sean legibles, el sujeto puede referir no verlas por la presencia elevada de halos. Por otro lado, en las medidas realizadas con el simulador se parte de la aberrometría, la cual depende de si en el momento de medida de la LC ésta está bien centrada o no. También depende del paso de rayos del aberrómetro a través de la superficie de la lente y del estado de la película lagrimal del sujeto.

Cabe destacar que los ojos número 1, 2, 10 y 15 son las únicas excepciones en las que la LC no aumentan la profundidad de foco en comparación al ojo sin LC. En el caso de los ojos 1 y 10 sin LC presentan una profundidad de foco mucho mayor al resto de la muestra. En los casos de los ojos 2 y 15 no se encuentran motivos que justifiquen por qué las LC no aumentan la profundidad de foco.

Con la finalidad de evaluar de manera visual un caso en el que todo lo anteriormente mencionado se cumpla, es decir, que la profundidad de foco sin LC sea menor que con LC y que la LCD aumente en mayor medida la profundidad de foco de manera real que la LCP, se realiza la siguiente gráfica (Figura 12) en la que se muestra el ejemplo del ojo número 5. En ella se observa, por un lado, el valor de la profundidad de foco sin LC (curva amarilla). En estas condiciones presenta una $AV \geq 0,2$ (escala LogMAR) hasta una lente positiva de +0,50D y hasta un negativa de -0,50D. Con LCP real se mantiene hasta +1,00D y hasta -1,00D y con LCD hasta +0,50 y hasta -2,50D. Comprobamos que la profundidad de foco con LC aumenta y en mayor medida con el diseño asférico de la LCD. Por otro lado, observamos que la curva de desenfoque simulada para la LCP se asemeja a los valores reales. La AV con simulador se mantiene hasta la lente -1D al igual que para la real. Por el contrario, en la LCD la AV simulada se mantiene hasta la lente -4D y para la real -2,50D.

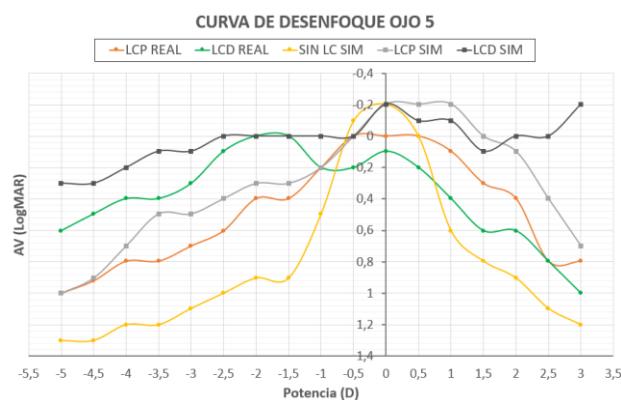


Figura 12: Comparación de profundidad de foco entre LCP real (color naranja) y simulada (color gris), LCD real (color verde) y simulada (color negro), sin LC simulada (color amarillo) para el ojo 5.

5.3 RX Y SRX

En primer lugar, la causa de obtener mayor SRx de manera simulada que real (Figura 9) puede deberse a los valores aberrométricos obtenidos por el aberrómetro con dichas lentes. Ambos diseños presentan cambios de potencia que pueden alterar el paso de los rayos hacia el ojo en su medición.

Por otro lado, se deduce que los valores de Rx sin LC simulada son más positivos que los reales (Tabla 4). Si comparamos estos resultados con los de la Tabla 1 del estudio (17) se observa que dichos valores para las componentes M , J_0 y J_{45} son prácticamente cero, concluyendo que el simulador es una técnica fiable para la obtención de la Rx. Por el contrario, para la muestra presente en este estudio los valores son de $0,37 \pm 0,53$ para la componente M , siendo clínicamente significativos, pero para las componentes J_0 y J_{45} la diferencia no es clínicamente significativa. Esto puede deberse a las características de la muestra tomada por el estudio y la percepción de cada examinador a la hora de realizar la refracción con el simulador virtual.

Por último, caben destacar los resultados de SRx en VP obtenidos en el gabinete mediante el método de CCF (Figura 10). Se observa que en la mayoría de los ojos la SRx con ambas lentes es igual a la Rx en VP o mayor. Los resultados de SRx esperados con las LC en VP son de 0,00D. Por lo tanto, se concluye que este no es un método fiable para la realización de SRx en visión próxima con LCM. En la adaptación de estas LC la realización de curvas de desenfoque ofrece mayor fiabilidad para la determinación de la SRx en VP que cualquier otra técnica. Si no hay SRx la curva permanecerá centrada en 0,00D. Por el contrario, en el caso de existir SRx se desplazará de la lente de 0,00D y de la lente correspondiente de VP ofreciendo un valor cuantitativo de SRx.

A la hora de realizar la SRx los sujetos del estudio se quejaron de visión doble y triple, en la que aparece una imagen enfocada y otra desenfocada, por lo que, a pesar de leer líneas de AV de 0,8 o 1 (escala decimal) la calidad de imagen no era buena. Por otro lado, durante este proceso de SRx también referían imágenes con halos y muchas dificultades en la realización de los CCJ. Para ilustrar estos efectos se incluyen las figuras 13 y 14, calculadas con el simulador. En la Figura 13 se muestra una imagen retiniana de un objeto de AV 0,8 calculada con una de las aberrometrías con LCP, donde se pueden observar claramente los halos alrededor de las letras. En la Figura 14 se muestra un ejemplo de dos imágenes obtenidas en el volteo de los CCJ con LCP. La dificultad principal residía en la determinación de cuál de las dos imágenes proporcionada por los cilindros era mejor, ya que, como se muestra en la Figura 14 ninguna de las dos imágenes es mejor que la otra, pero tampoco son iguales entre sí. Estas figuras ilustran cómo el uso del simulador de refracción virtual nos puede ser de gran utilidad a la hora de entender las dificultades que pueden presentar los sujetos en el proceso de SRx o de medida de curvas de desenfoque con LCM.



Figura 13: Captura del simulador en la que se observa la imagen retiniana de un objeto de AV 0,8 con halos en el porte de LCP.



Figura 14: Captura del simulador de los CCJ en posición 1 (a) y posición 2 (b) con LCP.

6. CONCLUSIONES

En cuanto a la AV. La LCP ofrece mejores resultados de AV en VL que la LCD y que la corrección con lente oftálmica, a pesar de ser muy similar a esta última. La LCP disminuye en menor medida la SC en comparación a la LCD. La LCD presenta mejores valores de AV en VP que la LCP. Sin embargo, la compensación con lente oftálmica para VP es mejor que con cualquiera de los dos diseños de LCM.

Sobre las curvas de desenfoque. Se comprueba que la LCD ofrece mayor profundidad de foco que las LCP y que el porte de cualquiera de los dos diseños aumenta la profundidad de foco respecto al porte de corrección de VL en lente oftálmica. Existen excepciones respecto al aumento de profundidad de foco con el porte de LCM en función del diámetro de pupilar y AE.

En cuanto a la SRx. Los valores de SRx en VP adquiridos en el gabinete mediante el método de CCF no concuerdan con lo esperado, concluyendo que éste no es un método fiable para el cálculo de SRx en VP con LCM.

El simulador ayuda al optometrista en la comprensión de la visión del sujeto con las LCM. Esto puede ser de ayuda a la hora de explicar las indicaciones de la refracción subjetiva al sujeto y comprender mejor sus respuestas.

Finalmente, la comparación entre los valores reales y los simulados. Para las LCP las lentes negativas no presentan una diferencia significativa de valor entre las medidas reales y las simuladas, por lo que, la profundidad de foco dada de manera real y simulada es similar en ambas condiciones. Lo mismo sucede tanto para las lentes positivas como para las negativas con la LCD. Por otro lado, los resultados de SRx obtenidos mediante el simulador son más positivos que los reales. La diferencia de los resultados obtenidos con el simulador respecto a los reales puede deberse a las dificultades de medición de las LCM con el aberrómetro. Por último, la diferencia entre la Rx obtenida sin LC con el simulador y la obtenida mediante refracción subjetiva convencional es clínicamente significativa en este estudio para la componente M. Sin embargo, es una diferencia bastante pequeña que podría darse en un mismo ojo si realizamos las medidas dos días diferentes.

BIBLIOGRAFÍA

1. Marcos S. Envejecimiento ocular: mejorando la calidad visual en cataratas y presbicia. *Lychnos*. 2010;(2):60–5.
2. Pinzón Magaña MF, Villanueva Pérez G, Perdiz Calvo L, Milla Quiroz A. Evaluación dinámica de estructuras anatómicas involucradas en el mecanismo de acomodación por UBM y ecografía modo A. *Rev Mex Oftalmol*. 2016 Nov 1;90(6):268–75.
3. Furlan W, García Monreal J, Muñoz Escrivá L. Fundamentos de la optometría. 2^a. Universitat de Valencia, editor. Valencia: PUV; 2009. 22–25 p.
4. Puell Marín MC. Óptica Fisiológica: el sistema óptico del ojo y la visión binocular. Universidad Complutense de Madrid, editor. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2006. 146–148 p.
5. Informe mundial sobre la visión. Organ Mund la Salud. 2020.
6. INE. Población por grupo de edad, sexo y comunidad autónoma. [Internet]. 2021 [cited 2022 Jun 24]. Available from: <https://www.ine.es/jaxiT3/Tabla.htm?t=4925>
7. Rodríguez M. Diseño, caracterización y aplicaciones clínicas de lentes de contacto multifocales aperiódicas [Internet]. 2016. Available from: <https://riunet.upv.es/handle/10251/76166>
8. Remón L, Pérez-Merino P, MacEdo-De-Araújo RJ, Amorim-De-Sousa AI, González-Mejome JM. Bifocal and Multifocal Contact Lenses for Presbyopia and Myopia Control. *J Ophthalmol* [Internet]. 2020 Mar [cited 2022 Jun 22]; Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32318285/>
9. Llorente Guillemot A. Lentes de contacto multifocales basadas en la visión simultánea para corrección de la presbicia [Internet]. [Valencia]: Universidad de Valencia; 2013 [cited 2022 Feb 9]. Available from: <https://roderic.uv.es/handle/10550/31052>
10. Santodomingo-Rubido J, Villa-Collar C, Morgan PB. Lentes de contacto adaptadas en España en 2020. *Gac Optom y óptica oftálmica*. 2021;(565).
11. Samir Sierra Mendieta B. Uso de lentes de contacto rígidos gas permeables multifocales en pacientes presbítas: revisión bibliográfica [Internet]. [Bogotá]: Universidad Antonio Nariño; 2020 [cited 2022 Feb 9]. Available from: <http://repositorio.uan.edu.co/handle/123456789/2345>
12. Tomás Verduras E. RENDIMIENTO VISUAL CON LENTES DE CONTACTO MULTIFOCALES TÓRICAS DE VISIÓN SIMULTÁNEA. [Valencia]: Universidad de Valencia; 2012.
13. Pérez-Prados R, Piñero DP, Pérez-Cambrodí RJ, Madrid-Costa D. Soft multifocal simultaneous image contact lenses. *Clin Exp Optom* [Internet]. 2017 Mar 1 [cited 2022 Mar 23];100(2):107–27. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/cxo.12488>
14. Gispets J, Arjona M, Pujol J, Vilaseca M, Cardona G. Task oriented visual satisfaction and wearing success with two different simultaneous vision multifocal soft contact lenses. *J Optom*. 2011 Jul 1;4(3):76–84.

15. Calvo-Sanz JA. Curvas de desenfoque de lentes de contacto multifocales: a propósito de un caso. Gac Optom y óptica oftálmica. 2017;523:5–9.
16. Perches S, Collados MV, Ares J. Retinal Image Simulation of Subjective Refraction Techniques. PLoS One [Internet]. 2016 Mar 1 [cited 2022 Mar 23];11(3):e0150204. Available from: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0150204>
17. Collados Collados MV. Validación De La Refracción Subjetiva Virtual Realizada a Partir De Aberrometría. 2020.
18. CooperVision. Fitting Guide CooperVision Multifocal Contact Lenses [Internet]. [cited 2022 May 14]. Available from: https://coopervision.co.uk/sites/coopervision.co.uk/files/practitioner-fitting-guides/universal_multifocal_fitting_guide.pdf
19. Alcon. ALCON MULTIFOCAL CONTACT LENSES FITTING GUIDELINES [Internet]. 2019 [cited 2022 Apr 1]. Available from: https://uk.myalcon.com/sites/g/files/rbvwei621/files/2020-01/2._multifocal_fitting_guide_0.pdf
20. Dai G. Scaling Zernike expansion coefficients to smaller pupil sizes: a simpler formula. J Opt Soc Am A [Internet]. 2006 Mar 1 [cited 2022 May 14];23(3):539–43. Available from: <https://opg.optica.org/viewmedia.cfm?uri=josaa-23-3-539&seq=0&html=true>
21. ARES GARCIA J, BARA VIAS SX, JOSE RAMON FS. ELEMENTO OPTICO QUE UTILIZA LA ABERRACION ESFERICA DE MODO OPTIMO PARA LA OBTENCION DE IMAGENES CON GRAN PROFUNDIDAD DE FOCO Y SU UTILIZACION PARA LA COMPENSACION DE LA PRESBICIA. Universidade de Santiago de Compostela. [cited 2022 Jun 26]; Available from: <https://investigacion.usc.gal/patentes/P200402247>

ANEXO 1

Consentimiento Informado

Investigador Principal: Marta García de la Iglesia.

Documento de Consentimiento informado para

Este documento sirve para que usted de su consentimiento informado para participar en la investigación de este proyecto, el cual consta de una adaptación individualizada de dos lentes de contacto multifocales (focus y proclear) para la corrección de la presbicia. Además, en este estudio se llevarán a cabo las pruebas pertinentes. Por ello es indispensable que lo lea con atención y comprenda totalmente su contenido.

Su participación en esta investigación es totalmente voluntaria. Si Vd. lo firma significa que ha entendido nuestras explicaciones y nos autoriza a que procedamos a la adaptación de la lente que requiere. Este proyecto incluirá 3 visitas a consulta. La primera, para tomar los parámetros del globo ocular y realizar las pruebas necesarias sin LC. Y en la segunda y tercera, se realizarán las pruebas con las LC pedidas para cada sujeto.

¿Qué es una lente de contacto?

Un producto sanitario, biocompatible con la fisiología, bioquímica y biomecánica ocular, que requiere adaptación individualizada. Gracias a ellas, se corrigen los problemas de visión causados por defectos refractivos (o ametropías) mejorando la visión y produciendo imagen nítida en retina, entre otras finalidades.

¿Qué son los defectos de la refracción?

Toda causa física (aberraciones de bajo orden), que produce visión borrosa e impide enfocar con nitidez las imágenes en retina. Son defectos refractivos:

- **Miopía:** condición óptica por la cual el punto de enfoque de un objeto distante está por delante de la retina, bien sea porque la longitud axial del ojo sea muy larga, o porque el poder refractivo ocular sea excesivo. Esta condición hace que los objetos distantes se vean desenfocados, y por lo tanto borrosos. Para corregir este defecto refractivo, se utilizan lentes negativas (lentes cóncavas).
- **Hipermetropía:** condición óptica por la cual el punto de enfoque está por detrás de retina, ya sea por una longitud axial corta o por falta de poder refractivo. Por lo que, un objeto distante se verá borroso. Para corregir este defecto refractivo, se utilizan lentes positivas (lentes convexas).

- **Astigmatismo:** condición (que se puede combinar con las anteriores) en la cual, el poder refractivo ocular es diferente en función del meridiano considerado. Esto genera una borrosidad perceptible a todas las distancias. Para corregirlo, se emplean lentes cilíndricas.

Contraindicaciones para la adaptación de lentes de contacto

- Condiciones que cursen debilitación de la capa epitelial de la córnea.
- Inflamaciones o infecciones en la cámara anterior del ojo.
- Inflamaciones o infecciones en la córnea, conjuntiva o párpados.
- Cualquier situación en la que se produzca una alteración o déficit de la producción lagrimal.
- Problemas de sensibilidad corneal: excesiva o nula sensibilidad corneal o inmunodeficiencias.
- Estar tomando medicación que pueda interferir en el uso de las lentes de contacto, tales como antihistamínicos, corticoides, diuréticos, tranquilizantes...
- Sujetos sometidos a ambientes con mucha contaminación o personas que se maquillen los ojos con exceso.
- Sujetos que no se comprometan a cumplir las normas de utilización y limpieza de la lente de contacto indicada.

Riesgos y complicaciones

Aunque en la gran mayoría de casos, la adaptación de lentes de contacto no provoca ningún daño para la superficie ocular. Existen ciertos riesgos o complicaciones asociadas principalmente a una mala manipulación o mala higiene de las mismas, como son: visión borrosa, inflamación de la conjuntiva (conjuntivitis), inflamación de la córnea (queratitis), erosiones corneales, inflamación de los párpados (blefaritis), edema corneal (hinchazón corneal por falta de oxigenación), vascularización corneal (aparición de vasos sanguíneos a nivel corneal generalmente por falta de oxígeno, que puede provocar pérdida de transparencia y por tanto de visión), infiltrados corneales (queratitis microbiana), reacciones tóxicas, úlceras corneales y pérdidas de transparencia corneal (leucomas).

Por ello, es importante que siga las instrucciones.

Pruebas que serán realizadas con las lentes de contacto y sin ellas.

- Refracción objetiva y subjetiva
- Autorefractometro
- Queratometría
- Agudeza visual en diferentes condiciones de medida
- Aberrometría

DECLARO QUE:

He leído y comprendido totalmente el presente documento. La estudiante Marta García de la Iglesia del grado de Óptica y Optometría en la Universidad de Zaragoza me ha facilitado información sobre las indicaciones de uso de las lentes de contacto multifocales y las pruebas que se realizarán.

También me ha comunicado los posibles riesgos y complicaciones de su uso, que asumo conscientemente.

En caso de cualquier consulta no dude ponerse en contacto con Marta García (magardela@gmail.com).

Manifiesto, con mi firma, mi consentimiento libre y voluntario para la adaptación de lentes de contacto multifocales y me comprometo a observar las condiciones de uso recomendadas.

En....., a..... de..... de.....

Firma del responsable de adaptación Firma del usuario

ANEXO 2

FICHA DEL PACIENTE

DATOS PERSONALES

PRIMERA VISITA Fecha y Hora:

Nombre	
Apellidos	
Fecha de nacimiento	
Sexo	
Profesión	
Aficiones	
Antecedentes personales	
Antecedentes familiares	
Historia ocular	
Observaciones	

QUERATOMETRÍA (auto)

	Potencia (D)	Radios (mm)	Cilindro (D)	Eje (°)
OD				
OI				

REFRACCIÓN OBJETIVA (auto)

	Esférica (D)	Cilindro (D)	Eje (°)
OD			
OI			

ABERROMETRÍA (OD, OI)

- 3 medidas: luces encendidas

- 3 medidas: luz apagada

AV CON SU GAFA

	AV lejos	AV cerca
OD		
OI		

RX GAFA EN FRONTO

REFRACCIÓN SUBJETIVA (monocular)

	Esfera (D)	Cilindro (D)	Eje (°)	AV lejos	AV lejos 30%
OD					
OI					
	Ad (D)	AV cerca (33 cm)		CILINDROS CRUZADOS FUSIONADOS	
OD					
OI					

Rx VP:

SEGUNDA VISITA CON LC Fecha y hora:

Graduación de la lente:

ABERROMETRÍA CON LC (OD, OI)

- 3 medidas: luces encendidas
- 3 medidas: luz apagada

AV CON LC

	AV LC lejos	AV LC lejos 30%	AV LC cerca
OD			
OI			

SRx CON LC

	Esfera (D)	Cilindro (D)	Eje (°)	AV lejos
OD				

OI				
	Ad (D)	AV cerca (33 cm)		
OD				
OI				

SRx VP:

CURVA DE DESENOFOQUE

- Partimos de +3D
- Pasos de 0.50D hasta -5D

TERCERA VISITA Fecha y Hora:

ABERROMETRÍA CON LC (OD, OI)

- 3 medidas: luces encendidas
- 3 medidas: luz apagada

AV CON LC

	AV LC lejos	AV LC lejos 30%	AV LC cerca
OD			
OI			

SRx CON LC

	Esfera (D)	Cilindro (D)	Eje (°)	AV lejos
OD				
OI				
	Ad (D)	AV cerca (33 cm)		
OD				
OI				

SRx VP:

CURVA DE DESENOFOQUE

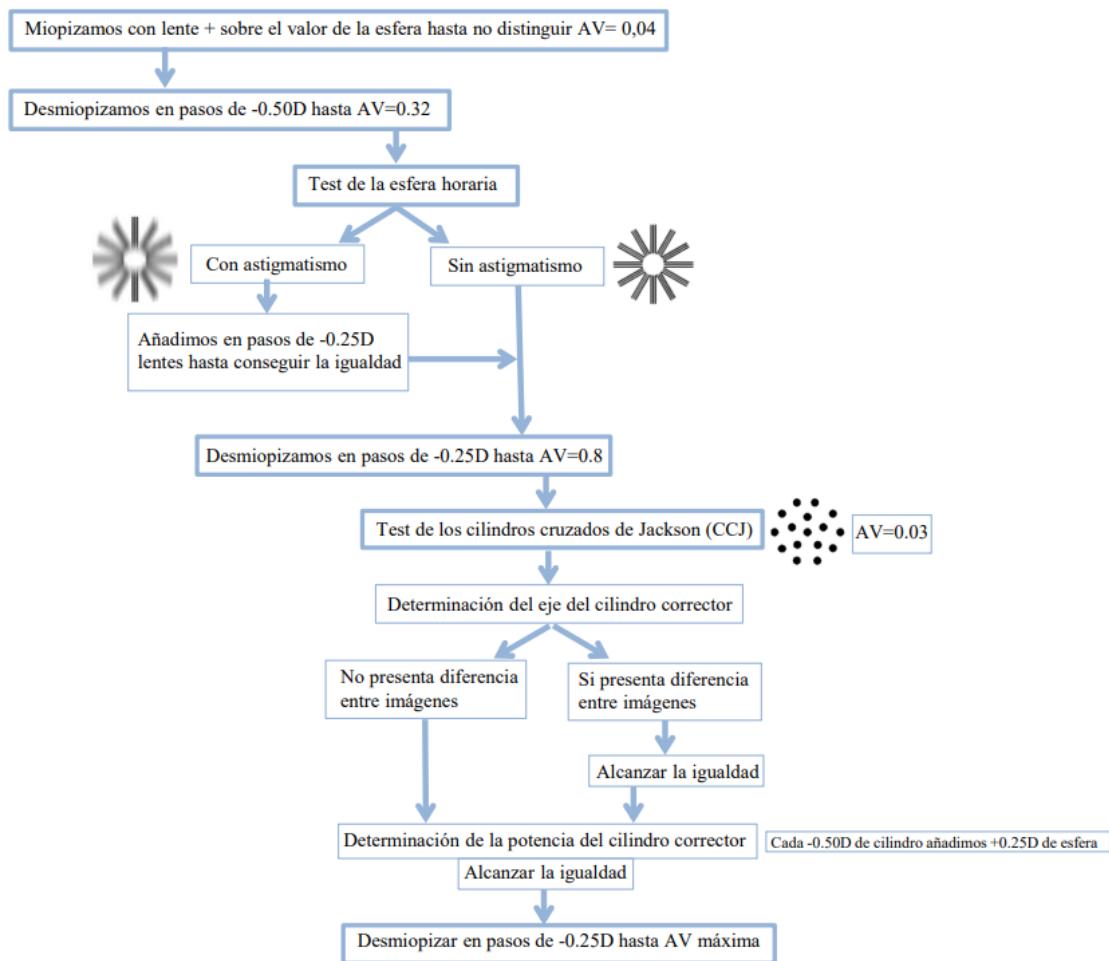
- Partimos de +3D
- Pasos de 0.50D hasta -5D

ANEXO 3

Procedimiento de refracción subjetiva monocular.

1. Refracción VL

- Se realiza en el gabinete en las mismas condiciones de luz que la aberrometría (solo las dos luces de arriba encendidas y las persianas bajadas) con el optotípico a 6m y foróptero. Siempre de manera monocular.



2. Determinación de la Ad.

- Partimos de la refracción subjetiva en VL, mismas condiciones de iluminación, foróptero en posición de visión de cerca.
- Colocamos el test de rejilla en cruz a una distancia de 40cm.
- Colocamos los cilindros cruzados fusionados (CCF) con el eje negativo a 90°.

- Introducimos una lente esférica de +3,00D sobre la refracción en VL.
- El sujeto debe indicarnos que líneas ve más negras, las verticales o las horizontales, bajo estas condiciones el sujeto tiene que ver más nítidas las líneas verticales, de lo contrario añadir más lente esférica positiva
- Una vez identificadas las verticales como más negras, reduciremos la potencia esférica en pasos de -0,25D hasta conseguir ambas líneas igual de negras o nítidas.
- Tras este proceso, la refracción obtenida en el foróptero es igual a la refracción en VP.
- La Ad será la refracción en VP menos la refracción en VL. Add= RxVP – RxVL.