



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Caracterización refractiva de lentes de contacto
progresivas.

Autor/es

Laura M^a Pérez Martínez

Director/es

Jorge ares García

M^a Victoria Collados Collados

Facultad de ciencias

Año 2018-2019

1. INTRODUCCION	
1.1 La presbicia.....	3
1.2 Compensación con lente de contacto.....	3
1.3 Concepto de frente de onda.....	5
1.4 Concepto de aberración de frente de onda y polinomios de Zernike.....	6
1.5 Medida del frente de onda.....	7
2. OBJETIVOS.....	8
3. METODOLOGIA	
3.1 Lentes de contacto.....	8
3.2 Diseño y alineamiento del banco de medida.....	8
3.3 Calibración del banco de medida.....	9
3.3.1 Calculo del aumento lateral y tamaño de la pupila de entrada del sistema	
3.3.2 Comparación de los coeficientes de Zernike medidos con los calculados con trazados real de rayos	
3.3.3 Medida del frente de onda y simulación de calidad de imagen en lentes de contacto RGP multifocales	
4. RESULTADOS	
4.1 Ajuste de recta para cálculo de aumento lateral.....	12
4.2 comparación de los coeficientes de Zernike medidos con los calculados con trazado real de rayos.....	13
4.2.1 Considerando ambas superficies esféricas	
4.2.2 Considerando primera superficie conica y segunda esférica	
4.2.3 Considerando ambas superficies conicas	
4.3 Simulación de calidad de imagen en lentes de contacto RGP multifocales con dos tamaños de pupila diferentes en distintas vergencias.....	18
6. CONCLUSIONES.....	22
7. BIBLIOGRAFIA.....	23

1. INTRODUCCION

1.1 La presbicia

La presbicia es causa del deterioro de la visión para enfocar objetos en distancias cortas [1], aparece por la pérdida de acomodación y es totalmente dependiente de la edad [2].

Este decremento paulatino de la acomodación, es debida a los cambios en la elasticidad del cristalino y en la contracción del musculo ciliar. El punto próximo de convergencia se aleja de la distancia normal de lectura.

Para conseguir ver bien un objeto cercano de forma prolongada la cantidad de acomodación utilizada para ver el objeto deber ser la mitad o un tercio de la amplitud de acomodación, es por ello que en los emétopes la presbicia se manifiesta a partir de los 40-45 años, cuando todavía son capaces de acomodar a la distancia de trabajo, pero incapaces de mantener la acomodación durante un tiempo prolongado. En el caso de existir hipermetropía latente, la presbicia se manifiesta antes, necesitando corrección de lejos y de cerca [4].

Se ha formulado muchas teorías que intentan explicar la aparición de la presbicia, esclerosis del cristalino (la causa del endurecimiento del cristalino al avanzar la edad), teoría geométrica de la presbicia(puesto que con la edad crece el grosor del cristalino y se produce un desplazamiento zonular anterior, se propuso que la presbicia aparecía por la alteración de las relaciones geométricas entre cristalino y zónula), teoría de la desacomodación de la presbicia(propone que la presbicia no se debe a un fallo del cristalino en la acomodación), teoría multifactorial de la presbicia (esta indica que no se debe a un solo factor, si no a un deterioro total de la función acomodativa[2]).

Debido a que la presbicia es un estado fisiológico y que hasta el momento no hay ninguna forma de prevención o curación, cada día acuden a la consulta pacientes reclamando soluciones para este estado refractivo [5]. Las personas présbitas pueden compensar su déficit de acomodación con lentes oftálmicas monofocales para su uso sólo a distancia cercana, lentes oftálmicas progresivas, lentes de contacto multifocales o mediante mono visión [5].

Como se puede observar hay muchas opciones, pero en concreto, usuarios de lentes de contacto, quieren continuar llevándolas y además si es posible no tener que usar una gafa de cerca adicional [5].

1.2 Compensación con lentes de contacto

La cornea es un tejido membranoso transparente que constituye la parte anterior del globo ocular. Necesita nutrientes y oxígeno para auto regenerarse de cualquier trauma químico, mecánico, microbiológico. Por ello es necesario que las lentes de contacto

tengan unos correctos parámetros geométricos, junto con una buena humectabilidad para así, no alterar las estructuras oculares.

Existen múltiples diseños...para conseguir que el paciente este cómodo y tenga una buena calidad visual para todas las distancias. Existen diseños de lentes multifocales tanto en lentes de contacto blandas como en RGP (Rígidas Permeables al Gas), pero en este trabajo nos vamos a centrar en los tipos de diseño que suelen utilizarse en RGP [6]. En este tipo de materiales se diseñan lentes de visión alternante o de visión simultánea [6].

En cuanto a las lentes rígidas permeables al gas, existen de visión alternante o de visión simultánea [6].

En las de visión alternante la parte superior tiene la potencia adecuada para la visión lejana (VL) y en la inferior la potencia adecuada para la visión próxima (VP). Para su correcta estabilización, están compuestas por un prisma balastado y un truncado. El movimiento que realiza el ojo para ver un objeto cercano permite que la lente se desplace hacia arriba dejando accesible la zona de visión próxima. Dentro de las lentes de contacto RGP alternantes, existen diseños segmentados y diseños concéntricos. En las segmentadas, si se mira por la parte superior de la lente, tenemos la graduación de lejos, y si miramos por la parte inferior, está la graduación de cerca. Las de diseño concéntrico están formadas por zonas circulares concéntricas, de forma que si se mira por la zona central accedemos a la potencia para visión lejana y, si se mira por la periferia, pondremos en juego a la visión de cerca. En este diseño es posible conseguir visión simultánea, dependiendo del diámetro de pupila de ese momento Para conseguir una buena adaptación de las lentes de contacto de visión alternante, es importante conseguir un buen movimiento y un buen centrado.

En las lentes de visión simultánea, el funcionamiento es algo distinto a las anteriores. La lente presenta zonas anulares en las que la potencia de la lente alterna entre la potencia necesaria para la VL y la necesaria para la VP. La zona pupilar recoge zonas tanto de potencia para VL como para VP. Es decir, cuando se observa un objeto lejano, la zona de la lente con potencia necesaria para VL ayuda al ojo a formar la imagen de ese objeto en la retina, mientras que la zona de la lente con potencia para VP forma la imagen de ese objeto delante de la retina, por tanto en la retina tendremos una imagen nítida del objeto lejano y una borrosa, lo mismo pasara para un objeto a distancia próxima [5]. Por eso, en este tipo de lentes el contraste de imagen disminuye. Además estos diseños son pupilo-dependientes, ya que si el tamaño de la pupila es pequeño puede llegar actuar solo la zona central (con potencia solo para VL o VP) una pequeña parte de las zonas concéntricas. En general, en adiciones bajas el paciente se siente satisfecho con la visión alcanzada, pero en adiciones altas empieza a notar los problemas comentados anteriormente [5].

En este trabajo nos vamos a centrar en la corrección con lentes multifocales RGP analizando la calidad visual obtenida mediante la medida y el análisis de frente de onda.

1.3 Concepto de frente de onda

El concepto de frente de onda se puede definir a partir de la óptica física o a partir de la óptica geométrica y es la superficie que definen los puntos del espacio en los que la onda electromagnética tiene la misma fase, es decir, en los que los rayos en su trayectoria a través del sistema han recorrido el mismo camino óptico [8].

Por ejemplo, en el caso de una fuente de luz puntual en un medio homogéneo de índice n , la luz emitida se puede representar mediante trayectorias radiales. Si unimos los puntos situados a una misma distancia d de la fuente de luz, el camino recorrido por cada rayo desde la fuente hasta esos puntos será el mismo, nd . Al unir todos esos puntos se obtendrá una superficie esférica que será el frente de onda [8] tal y como se esquematiza en la figura 1.

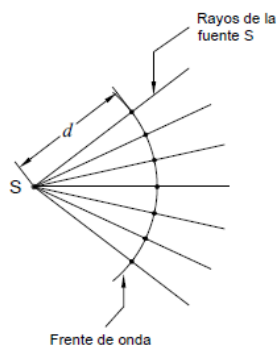


Figura 1. Esquema del frente de onda que se obtiene a la salida de una fuente de luz puntual.

En el caso de situar la fuente en un medio inhomogéneo, los puntos para los cuales los rayos han recorrido el mismo camino óptico ya no forman una esfera perfecta [8].

En un sistema ideal, la imagen que proporciona el sistema de un punto objeto es otro punto, por tanto, el frente de onda a la salida de un sistema óptico ideal es un frente de onda esférico [9], con centro de curvatura en la imagen del punto (figura 2).

Para describir matemáticamente, un frente de onda esférico como el de la figura 2, se puede utilizar un sistema cartesiano (x,y,z) cuyo origen se sitúe en el plano de la pupila de salida del sistema y cuyo eje z coincida con el eje óptico del sistema. De esta forma la sagita de la superficie esférica que describe el frente de onda en la pupila de salida del sistema viene dada por la ecuación 1.:

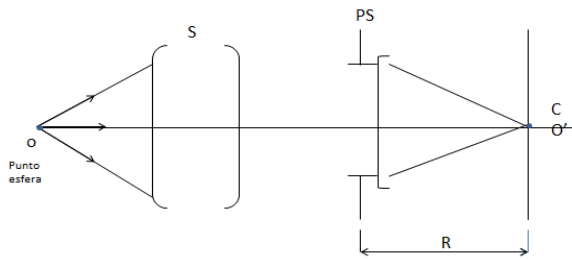


Figura 2. Esquema del frente de onda esférico que se obtiene a la salida de un sistema óptico ideal.

$$z = R - \sqrt{R^2 - (x^2 + y^2)} \quad (1)$$

En los sistemas ópticos reales, la imagen de un punto no es otro punto, sino una distribución de intensidad más o menos extensa a la que se denomina PSF (point spread function). La forma y tamaño de la PSF que proporciona un sistema óptico depende de la geometría del sistema óptico, de la homogeneidad de los medios, y de la difracción de la luz debida al tamaño del diafragma de apertura del sistema. Esto significa que a la salida de un sistema óptico el frente de onda correspondiente a un objeto puntual ya no será esférico sino una superficie más compleja, dependiendo del sistema óptico y de la posición del punto objeto [9].

El efecto de la PSF sobre la imagen de un objeto extendido será un deterioro en la calidad de la imagen (Mahajan, 1998), viéndose afectado el contraste y la resolución. Para saber entonces la calidad de imagen de un sistema óptico es necesario conocer el frente de onda correspondiente a un punto objeto en la pupila de salida del sistema.

1.4 Concepto de aberración de frente de onda y polinomios de Zernike

La aberración de frente de onda (ΔW) es la diferencia entre el frente de onda real a la salida de un sistema y el frente de onda ideal:

$$\Delta W = W_{real} - W_{ideal} \quad (2)$$

La aberración de frente de onda permite conocer la diferencia entre la trayectoria real de los rayos a la salida del sistema y la trayectoria ideal y se relaciona con la PSF del sistema a través de la transformada de Fourier

$$PSF = \left| e^{-i\frac{2\pi}{\lambda}\Delta W} \right|^2 \quad (3)$$

La aberración de onda en el plano de la pupila de salida se puede expresar matemáticamente en coordenadas polares como combinación de lineal de una serie de funciones, $Z_{nm}(r, \theta)$, denominadas polinomios de Zernike, cada una de ellas multiplicada por un coeficiente A_{nm} que denota el peso que tiene cada una de esas funciones en la aberración de onda total $\Delta W(r, \theta)$ [11]:

$$\Delta W(r, \theta) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=-n}^n A_{nm} Z_{nm}(r, \theta) \quad (4)$$

Los polinomios de Zernike se especifican con dos subíndices: n es el orden radial y m el orden azimutal.

En la figura 3 se muestran los mapas de colores en 3D correspondientes a cada uno de los 27 primeros polinomios de Zernike, junto con su nombre y los coeficientes n y m de cada uno. Los polinomios correspondiente a n=2 se denominan polinomios de bajo orden, mientras que los de orden n>2 se denominan polinomios de alto orden.

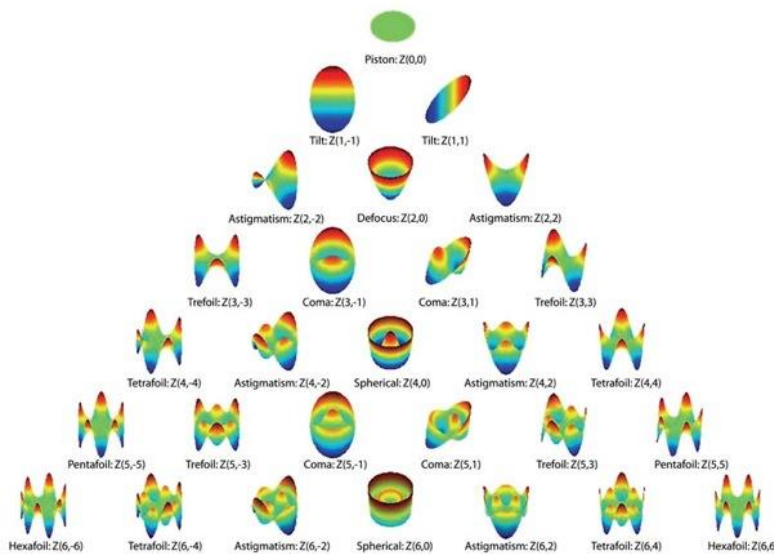


Figura 3. Descripción de los polinomios de Zernike (imagen obtenida de <http://www.revoptom.com/osc/105418/figure1-large.jpg>)

De la misma forma que se hace con la función de aberración de frente de onda, la función de frente de onda se puede también expresar matemáticamente como combinación lineal de polinomios de Zernike.

Según la ecuación (3), conociendo la aberración de frente de onda se puede conocer la PSF y, por tanto, la calidad de un sistema óptico. Si tenemos en cuenta la ecuación (2), la información sobre la aberración de frente de onda se puede conseguir midiendo el frente de onda real a la salida del sistema.

1.5 Medida del frente de onda

Actualmente se utilizan diferentes métodos, para medir el frente de onda a la salida de una lente de contacto. Existen métodos que requieren del análisis de ambas superficies de la lente para su posterior implementación en un software de trazado real de rayos que pueda calcular el frente de onda a la salida de la lente una vez conocidas las superficies. Por otra parte, otros métodos miden directamente el frente de onda a la salida de la lente de contacto. Dentro de este último grupo están los métodos basados en interferometría y los sensores Hartmann-Shack.

En este trabajo se va a implementar un banco óptico con un sensor Hartmann-Shack para medir el frente de onda a la salida de las lentes de contacto. Una vez medido el frente de onda, tal y como se ha explicado en el apartado anterior, se podrá calcular la aberración de frente de onda y simular la calidad de las imágenes que se obtendría con cada lente de contacto.

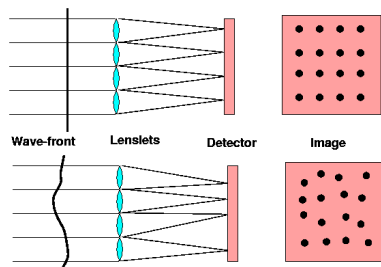


Figura 4. Representación de un frente de onda plano y otro aberrado (imagen obtenida de <http://www.ctio.noao.edu/~atokovin/tutorial/part3/wfs.html>)

El sensor está formado por una matriz de microlentes rectangular con dimensiones de 4.8 x 3.6 mm y un detector CCD. Estas microlentes enfocan de manera individual pequeñas regiones del frente de onda en su plano focal proporcionando un patrón de muestreo fino. Si el frente de onda que se está midiendo es plano, los focos se encuentran espaciados regularmente. Si el frente de onda no es plano, se producen desplazamientos en los focos. Analizando el desplazamiento de cada foco se puede reconstruir cada región del frente de onda. [10].

El software proporcionado por el fabricante representa y desarrolla el frente de onda con los polinomios de Zernike.

2. OBJETIVOS

2.1 Montaje y calibrado de un banco óptico para la medida del frente de onda proporcionado por lentes de contacto RGP.

2.2 Simulación de la calidad de imagen obtenida con diferentes diseños de lentes multifocales a partir de los frentes de onda medidos en el banco óptico.

3. METODOLOGIA

- **3.1 Lentes de contacto**

Se comenzó organizando el material que se iba a utilizar, por una parte se dispone de un conjunto de lentes de contacto RGP monofocales con potencias comprendidas entre -6.00 y +6.00 D (en pasos de 1D) y radio de cara posterior 8.00 mm de laboratorios Tiedra. Estas lentes se utilizarán para el calibrado del banco óptico. Por otra parte se dispone de cuatro lentes de contacto progresivas, dos de ellas de laboratorios Tiedra (Alexa) con radio base de 7.90, neutras, una de ellas con adición de +4.00D y la otra con adición desconocida, una de laboratorios Menicon (Menifocal) con

radio base de 7.50 y potencia de -3.00D con adición desconocida y una de laboratorios Conoptica (Bias) con parámetros no especificados.

- **3.2 Diseño y alineamiento del banco de medida**

El esquema del banco óptico de medida del frente de onda se muestra en la figura 5. Como fuente de iluminación se utilizó un LED que emitía en 532nm y un diafragma. El haz de luz se colimaba con una lente convergente (lente 1). A continuación se coloca un espejo plano a 45°, de forma que el resto de elementos del banco se alinearon sobre el eje vertical. El soporte donde se coloca la lente de contacto está formado por una plancha rígida de aluminio con un agujero para apoyar la lente. La plancha de aluminio se monta sobre dos desplazadores micrométricos que permiten desplazar la lente de contacto en el plano perpendicular al eje óptico, las lentes 2 y 3 de focales de 80 y 50mm se encargan de conjugar el plano de la lente de contacto con el plano de las microlentes del sensor Hartmann-Shack con un aumento de 0.625X. Entre las lentes 2 y 3 se inserta una lámina divisora de forma que con ayuda de una cámara con objetivo podamos visualizar el plano de la lente de contacto, de forma que podamos centrar la lente. Por último, se coloca el sensor de frente de onda. En este caso es un sensor Hartmann-Shack de HASO (versión FIRST) con un tamaño del plano de microlentes de 4.8x3.6mm. En la figura 5 se muestra una fotografía del sensor.

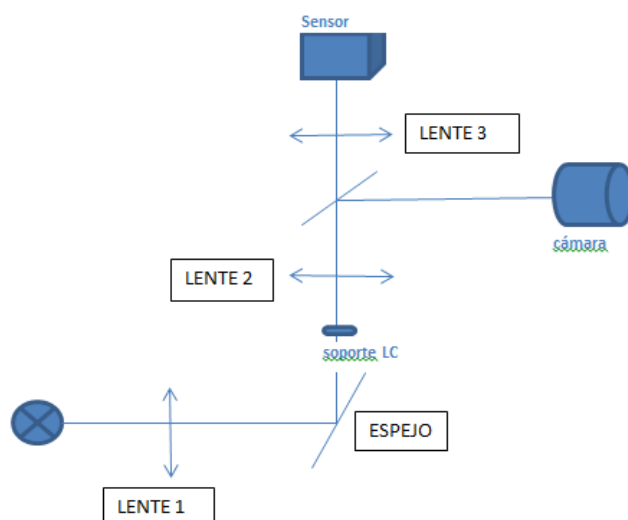


Figura 5. Esquema del diseño empleado.



Figura 6. Del sensor utilizado

- **3.3. Calibración del banco de medida**

Para la calibración del banco de medida, por una parte, se calculó el aumento lateral y por consiguiente, el tamaño de pupila de entrada con el que trabaja el sistema. Por otro lado, se compararon los coeficientes de Zernike del frente de onda medido para cada una de las lentes monofocales con los calculados mediante un programa de trazado real de rayos.

Para la calibración utilizamos las lentes RGP monofocales. Se midió el frente de onda a la salida del sistema 10 veces, de forma que se calcularon los coeficientes de Zernike promedio para cada lente. Las 10 medidas se realizaron con el mismo tamaño de pupila de salida (tamaño de medida en el sensor), $r_{PS}=1.8\text{mm}$. Como consecuencia de hacer 10 medidas de cada lente, el sensor, calculo un error de medida para cada una de ellas. Antes de realizar las medidas se fue necesario limpiarlas con limpiador GP y aclararlas con agua del grifo, y secar ambas. De esta manera se evitó que partículas de suciedad interfirieran en la medida.

3.3.1 Cálculo del aumento lateral y tamaño de la pupila de entrada del sistema.

El sensor Hartmann-Shack proporciona el desarrollo del frente de onda medido en polinomios de Zernike. Para poder utilizar estos coeficientes hay que tener en cuenta el aumento lateral del sistema para los planos conjugados de la pupila de entrada (plano de la lente de contacto) y la pupila de salida (plano de microlentes del sensor) del sistema. Para calcular el aumento (β') se compara la potencia de vértice posterior obtenida con el coeficiente de desenfoque medido con el sensor (PVP_{HS}) y la potencia de vértice posterior que proporciona el fabricante para cada lente de contacto (PVP_{LC}), ya que ambas se relacionan mediante la ecuación (5)

$$PVP_{LC} = \beta'^2 PVP_{HS} \quad (5)$$

Ajustando los pares de puntos (PVP_{HS}, PVP_{LC}) a una línea recta se puede calcular el valor de β' a partir de la pendiente. Una vez obtenido el valor del aumento lateral, y conociendo el tamaño de la pupila de salida del sistema ($r_{PS}=1.8\text{mm}$), se puede calcular el tamaño de la pupila de entrada.

3.3.2 Comparación de los coeficientes de Zernike medidos con los calculados con trazado real de rayos.

para comprobar el valor de los coeficientes de frente de onda medidos con el sensor, los comparamos con los valores obtenidos por un programa de trazado real de rayos, una vez introducidos los parámetros de cada una de las lentes de contacto monofocales. El software de trazado de rayos que se utilizo fue OSLO. El fabricante de las lentes de contacto proporciona como datos el radio de cara posterior (r_2), espesor

de centro (e), potencia de vértice posterior (PVP), e índice de refracción (n). Con estos datos, suponiendo ambas superficies esféricas se puede calcular r_1 teniendo en cuenta que:

$$PVP = \frac{\frac{n-1}{r_1}}{1 - \frac{e}{n} \frac{n-1}{r_1}} + \frac{1-n}{r_2} \quad (6)$$

Una vez introducidos todos los datos de la geometría de la lente de contacto, con OSLO se pueden calcular los coeficientes de aberración de frente de onda para cada una de las lentes. Para ello hay que tener en cuenta el tamaño de la pupila de entrada calculado en la primera parte de calibración. Además, como los datos que proporciona el Hartmann-Shack no son coeficientes de aberración sino de frente de onda, tenemos que transformar los coeficientes de OSLO en coeficientes de frente de onda con la ayuda de la ecuación (7) y teniendo en cuenta que el frente de onda ideal que considera OSLO para el cálculo de la aberración (W_{ideal}) es una aberración esférica con centro de curvatura en la imagen paraxial que proporciona la lente de contacto. Este frente de onda de referencia podemos describirlo matemáticamente teniendo en cuenta solo el polinomio de Zernike de desenfoque, cuyo coeficiente A_{20} , se relaciona con la PVP de las lentes según la ecuación (7):

$$A_{20} = R_{LC}^2 \frac{PVP}{4\lambda} \quad (7)$$

Los coeficientes de frente de onda calculados por OSLO, por tanto, serán iguales a los coeficientes de aberración, salvo el coeficiente de desenfoque, que se calculara como la suma del coeficiente de aberración de desenfoque y el desenfoque del frente de onda ideal dado por la ecuación (7).

El fabricante, en realidad no especifica si las superficies de las lentes de contacto son esféricas o asféricas. Para mejorar la simulación y el cálculo de los coeficientes con OSLO, se midió con el topógrafo (keratron Onda) la superficie anterior y posterior de cada una de las lentes de y se tuvo en cuenta la constante de conicidad proporcionada por el topógrafo a la hora de simular las lentes.

Se compararon los coeficientes obtenidos en el banco ópticos y los obtenidos con OSLO en tres casos: suponiendo ambas superficies esféricas, suponiendo solo la primera superficie cónica y suponiendo ambas superficies cónicas. Además, hay que tener en cuenta que al medir la constante de conicidad de la cara posterior de la lente el error que se comente puede ser alto y ha de tenerse en cuenta a la hora de simular la geometría de la superficie posterior. Este error fue detectado y caracterizado en un TFG anterior [16] y ascendía a ± 0.08 para la segunda superficie de una lente de contacto.

3.4 Medida del frente de onda y simulación de calidad de imagen en lentes de contacto RGP multifocales

Una vez calibrado el funcionamiento del banco de medida de frente de onda, se pasó a medir una serie de lentes de contacto RGP multifocales, con las siguientes especificaciones dadas por el fabricante

Alexa (laboratorios Tiedra) con radio de 7.90, neutra para con adición de +4.00

Alexa (laboratorios Tiedra) con radio de 7.90, neutra y adición no indicada.

Menifocal (laboratorios Menicon) con radio 7.50, -3D y adición no indicada

Bias (laboratorios Conoptica)

Una vez obtenidos los coeficientes de frente de onda con el banco óptico, se calculan los coeficientes de aberración de frente de onda con la ecuación 2. A continuación se puede calcular la PSF con la ecuación (3). Una vez calculada la PSF, se puede simular como sería la imagen proporcionada por la lente de contacto de un objeto extenso teniendo en cuenta que un objeto extenso es, a fin y al cabo, un conjunto de objetos puntuales. Para la simulación de las imágenes de un objeto extenso a partir de los nuevos coeficientes de aberración del sistema se utiliza el simulador de refracción subjetiva desarrollado en la tesis de Sara Perches [referencia Sara].

4. RESULTADOS

4.1 Cálculo de aumento lateral del sistema

En la figura 7 se muestra la gráfica de la potencia dada por el fabricante (PVPLC) respecto a la potencia calculada con el coeficiente de desenfoque proporcionado por el sensor en el banco óptico (PVPHS).

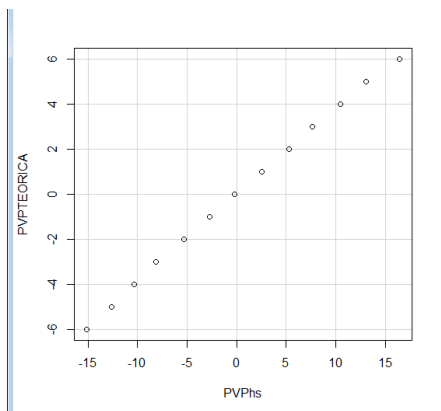


Figura 7. Gráfica de la potencia dada por el fabricante (PVPLC) respecto a la potencia calculada con el coeficiente de desenfoque proporcionado por el sensor en el banco óptico (PVPHS)

Se calculó el coeficiente de correlación con R-Commander, dando como resultado 0.999, lo que indica una alta correlación lineal entre ambas potencias y de sentido positivo como indica el gráfico.

Ajustando los puntos a una recta obtenemos la ecuación (8) con pendiente $\beta'^2 = 0.383$ lo que da un aumento lateral en el sistema de lentes 1 y 2 del banco óptico de $\beta' = 0.619$

$$PVP_{TEORICA} = 0.3829PVP_{HS} - 0.027 \quad (8)$$

Con este valor de aumento lateral, y teniendo en cuenta que el radio de la pupila de salida del sistema es de 1.8mm, el radio de pupila de entrada resulta de 2.9mm

Se decidió a calcular el aumento lateral hallando la recta que relacionaba la potencia teórica que nos decía el fabricante con la potencia nominal a partir del coeficiente de desenfoque, porque queríamos saber cuál era el aumento real con el que estaba trabajando el sistema. Hubiese habido otra opción de cálculo mediante fórmulas paraxiales, pero nos eran desconocidas las distancias exactas a las que estaban colocadas las lentes.

4.2 Comparación de los coeficientes de Zernike medidos con los calculados con trazado real de rayos.

4.2.1 considerando ambas superficies esféricas

En la figura 8 se muestran en forma de histograma los resultados de los coeficientes de desenfoque A_{20} y esférica A_{40} medidos con el banco óptico y calculados con ayuda del programa de trazado real de rayos OSLO considerando ambas superficies de la lente de contacto con geometría esférica. Los coeficientes del resto de polinomios de más alto

Orden que pueden estar presentes en la descripción del frente de onda (A_{60}, A_{80}, \dots) no se muestran ya que su valor es varios ordenes de magnitud más pequeño que el A_{40} . En el coeficiente medido por el sensor Hartmann-Shack en el banco óptico se ha representado mediante una barra de error la desviación estándar calculada a partir de las 10 medidas.

En la figura 8 se observa que los coeficientes de desenfoque obtenidos con ambos métodos son similares, dentro de la barra de error la medida del Hartmann- Shack para todas las potencias de vértice posterior. En el caso del coeficiente del polinomio de A_{40} se observan mayores discrepancias entre ambos métodos. En general el coeficiente calculado en OSLO es mayor que el medido en el banco óptico para lentes positivas (salvo para PVP=+1D) y menor para lentes negativas (salvo en las lentes de PVP de 5 y 6D).

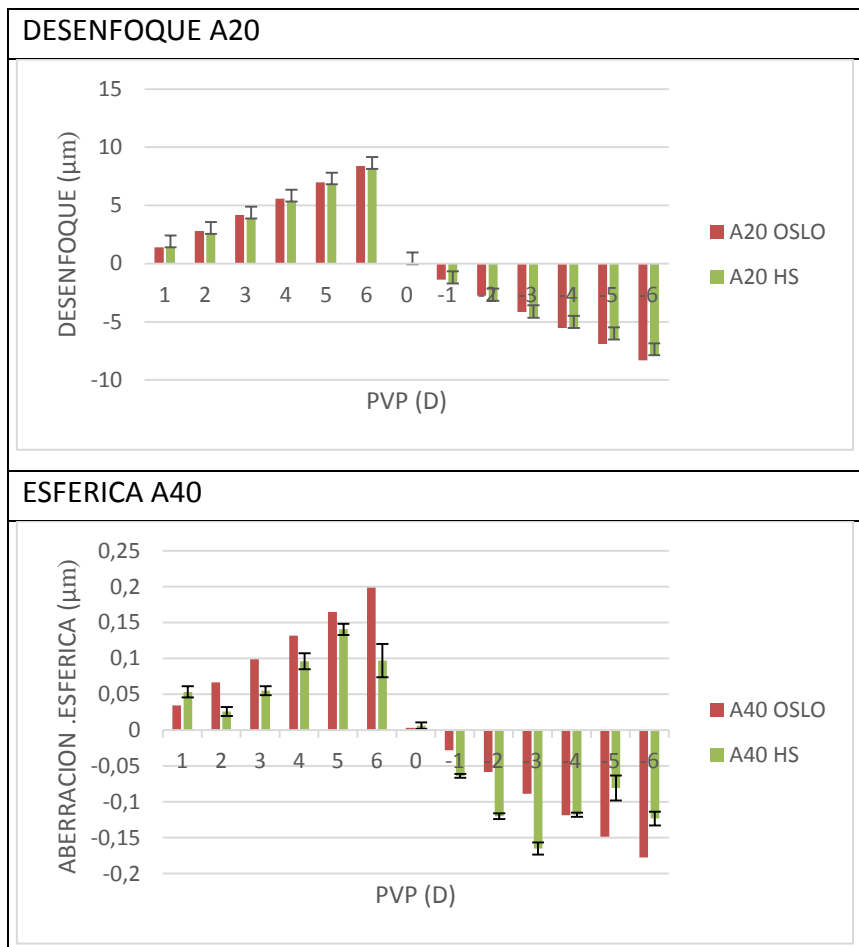


Figura 8 Gráfico de comparación entre el coeficiente del polinomio de desenfoco y el de esférica obtenida con el sensor y con el software simulador de trazado de rayos OSLO. Considerando ambas superficies esféricas.

4.2.2 Considerando primera superficie cónica y segunda esférica

En la tabla 1 se muestran las constantes de conicidad medidas con el topógrafo para la cara anterior de cada una de las lentes de contacto monofocales. Las lentes con mayor constante de conicidad en la cara anterior son las de PVP de +6D, -1D, -2D y -3D.

Tabla 1. Valores de la constante de conicidad de la primera superficie de cada lente de contacto monofocal medida con el topógrafo.

POTENCIA	C.C en superficie 1
+1	+0.015
+2	-0.09
+3	-0.09
+4	-0.08
+5	-0.08
+6	-0.16
0	+0.01
-1	-0.13
-2	-0.21
-3	-0.205
-4	+0.03
-5	+0.0105
-6	+0.01

En la figura 9, se observa que en los coeficientes de desenfoque obtenidos con ambos métodos son similares, dentro de la barra de error, la medida del Hartmann-Shack para todas las potencias de vértice posterior. En el caso del coeficiente del polinomio de A_{40} se observan mayores discrepancias entre ambos métodos. En este caso, el coeficiente calculado por OSLO es inferior en las lentes negativas que el medido en el banco óptico pero mayor en general en todas las lentes positivas salvo en la lente de -4D.

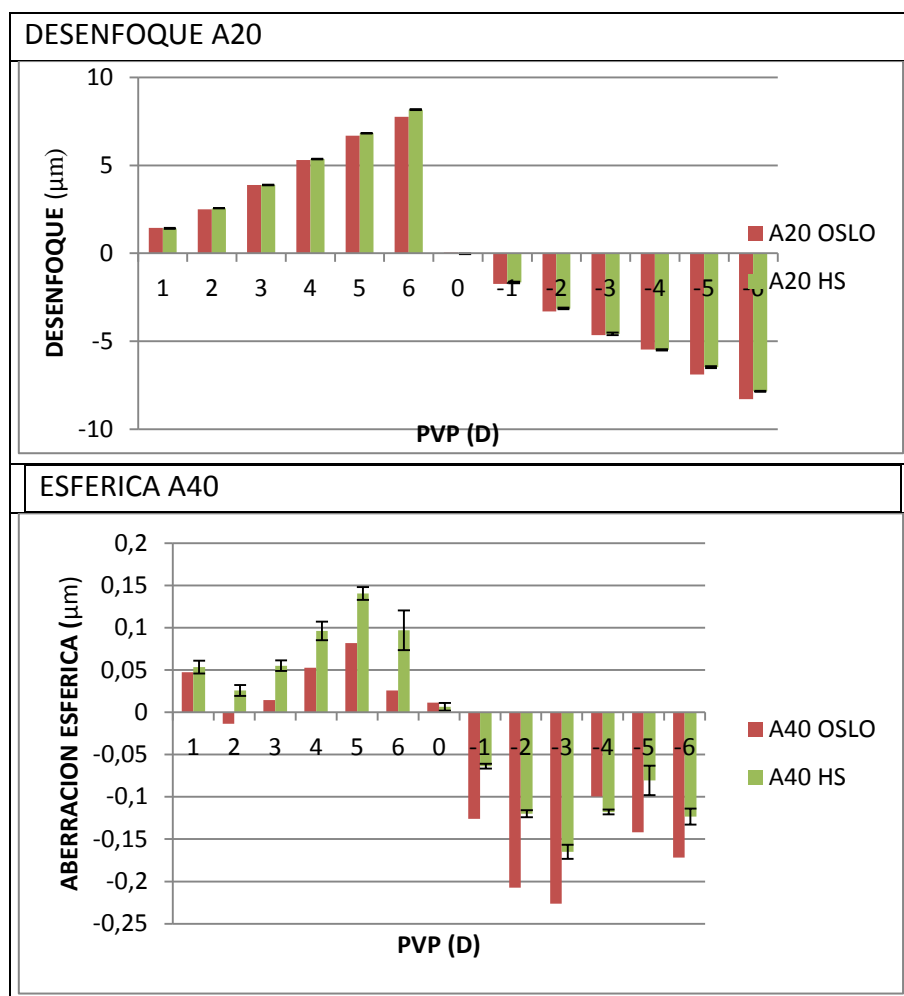


Figura 9 Gráfico de comparación entre el coeficiente del polinomio de desenfoque y el de esférica obtenida con el sensor y con el software simulador de trazado de rayos OSLO. Considerando superficie 1 cónica y la superficie 2 esférica.

4.2.3 Considerando ambas superficies cónicas

En la tabla 2 se muestran las constantes de conicidad medidas con el topógrafo para la cara posterior de cada una de las lentes de contacto monofocales y el error en la medida obtenido por [16] después de medir varias veces. Las lentes con mayor constante de conicidad en la cara posterior son las de PVP de +5D, neutra, -4D y -6D. Considerando un error de +0.08 en la medida, en general todos los valores de las

constantes de conicidad aumentan, excepto para la lente de potencia +3D. Con un error de -0.08 en la medida en general todos los valores de la constante de conicidad disminuyen excepto para las lentes de potencia +3D, +6D, -1D, -3D, -5D y -6D.

Tabla 2. Valores de la constante de conicidad de la segunda superficie de cada lente de contacto monofocal medida con el topógrafo junto con el error obtenido calculado en [16].

POTENCIA	C.C en superficie 2	Error +0.08	Error -0.08
+1	+0.06	+0.14	-0.02
+2	+0.05	+0.13	-0.03
+3	-0.09	-0.01	-0.17
+4	+0.08	+0.16	0.00
+5	+0.11	+0.19	+0.03
+6	+0.02	+0.1	-0.06
0	+0.23	+0.31	+0.15
-1	-0.03	+0.05	-0.11
-2	+0.02	+0.06	-0.1
-3	0.00	+0.08	-0.08
-4	+0.31	+0.39	+0.23
-5	-0.02	+0.06	-0.1
-6	-0.21	-0.13	-0.29

En la figura 10, se observa que en los coeficientes de desenfoque obtenidos con ambos métodos son similares, dentro de la barra de error, la medida del Hartmann-Shack para todas las potencias de vértice posterior. En el caso del coeficiente del polinomio de A_{40} se observan mayores discrepancias entre ambos métodos. El coeficiente calculado por OSLO es en general inferior en las lentes negativas que el medido en el banco óptico salvo en las lentes +2D y +3D y mayor en general en todas las lentes positivas salvo en la lente de +5D.

Figura 11, teniendo en cuenta el error de ± 0.08 en la medida, se observa que los coeficientes de desenfoque obtenidos siguen siendo similares, dentro de la barra de error de la medida del Hartmann-Shack para todas las potencias de vértice posterior sin embargo los coeficientes de desenfoque obtenidos considerando un error de medida en la constante de conicidad de -0.08 se asemejan más a los medidos por el sensor Hartmann-shack.

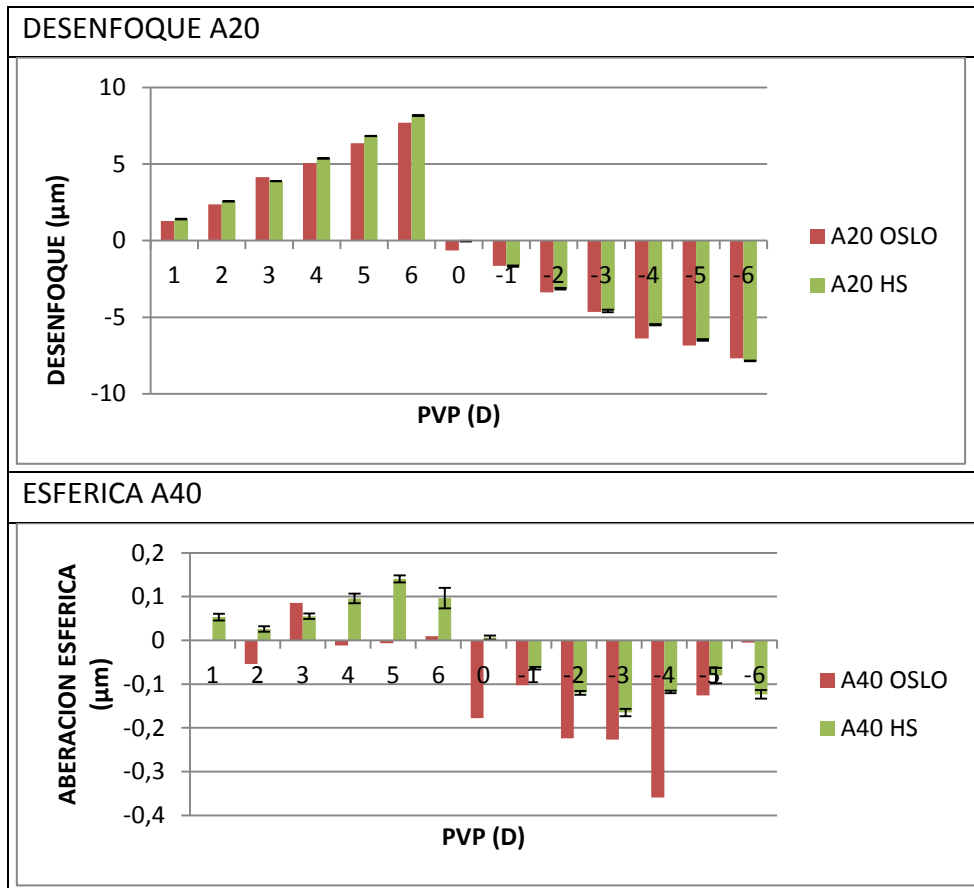


Figura 10 Gráfico de comparación entre el coeficiente del polinomio de desenfoque y el de esférica obtenida con el sensor y con el software simulador de trazado de rayos OSLO. Considerando ambas superficies cónicas.

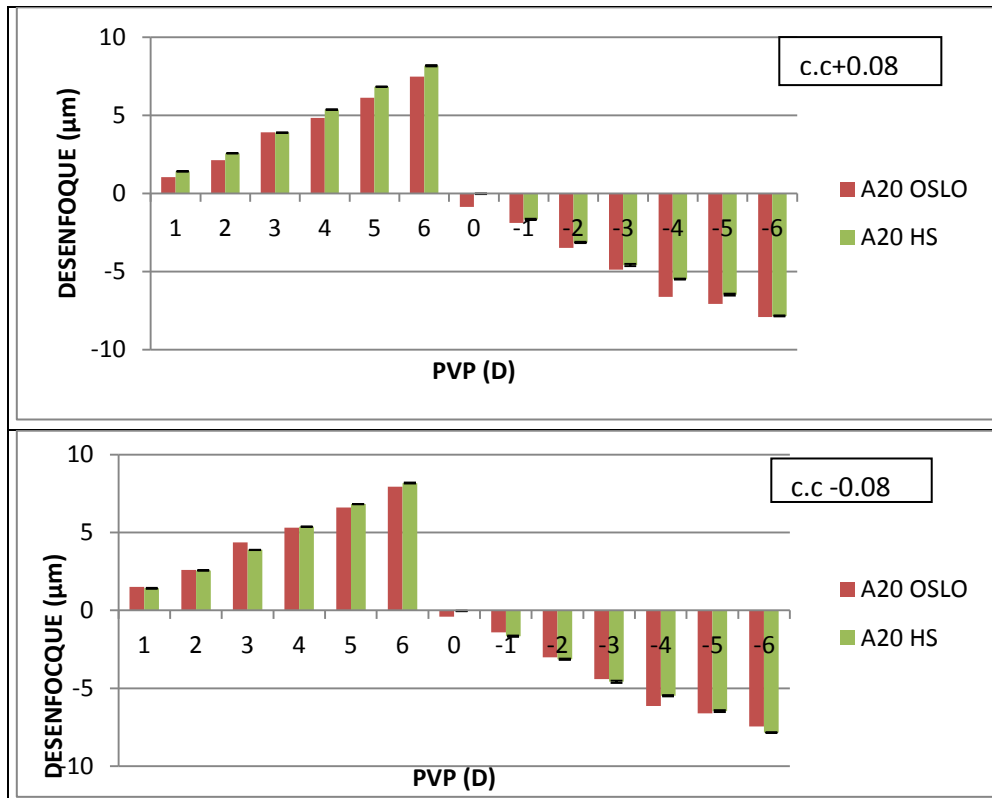


Figura 11 Figura 10 Gráfico de comparación entre los coeficientes del polinomio de desenfocaje obtenidos con el sensor con el software simulador de trazado de rayos OSLO cuando se considera un error en la medida de la constante de conicidad de ± 0.08

Figura 12 teniendo en cuenta el error de ± 0.08 en la medida, se observa que los coeficientes de esférica han sufrido discrepancias. Considerando un error de $+0.08$, en general los valores de los coeficientes obtenidos en las lentes positivas son inferiores en los calculados por OSLO (salvo para la lente de potencia $+2D$) que en los medidos por con el Hartmann-Shak. Considerando un error en la medida de -0.08 , en general los coeficientes son inferiores los calculados por OSLO en las lentes positivas salvo en las lentes de potencia $+1D$ y $+3D$ que son superiores los medidos por el Hartmann-Shack, en las lentes negativas y la de potencia neutra, en general los coeficientes calculados por OSLO son superiores a los medidos por el Hartmann-Shak salvo en las lentes de potencia $-1D$, $-5D$ y $-6D$.

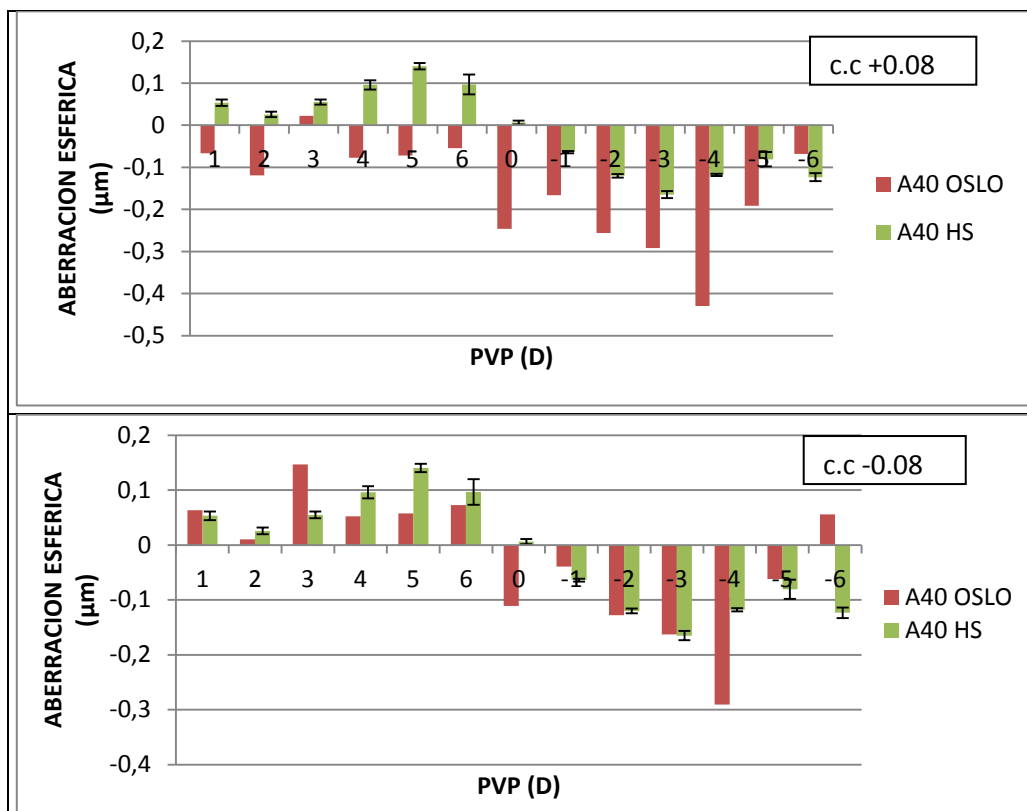


Figura 12 Gráfico de comparación entre los coeficientes del polinomio de esférica obtenidos con el sensor con el software simulador de trazado de rayos OSLO cuando se considera un error en la medida de la constante de conicidad de ± 0.08

4.3 simulación de calidad de imagen en lentes de contacto RGP multifocales con dos tamaños de pupila diferentes en distintas distancias objeto.

Se comenzó, simulando como ve un ojo presbita sin compensar objetos a distintas distancias con dos tamaños de pupila diferente. Como se muestra en la figura 13 este ojo es emétrope para lejos, la imagen de visión lejana aparece automáticamente enfocada, sin embargo cuando simulamos objetos más cercanos los rayos de luz ya no llegan paralelos al ojo si no divergentes con lo cual ya no se pueden enfocar en la retina. Con tamaño de pupila más pequeño aumentamos la profundidad de foco, lo que nos ayuda a enfocar objetos de cerca. Es por eso que un ojo presbita va a conseguir enfocar de cerca si tiene buena iluminación, la pupila se va a contraer y va a aumentar la profundidad de foco.

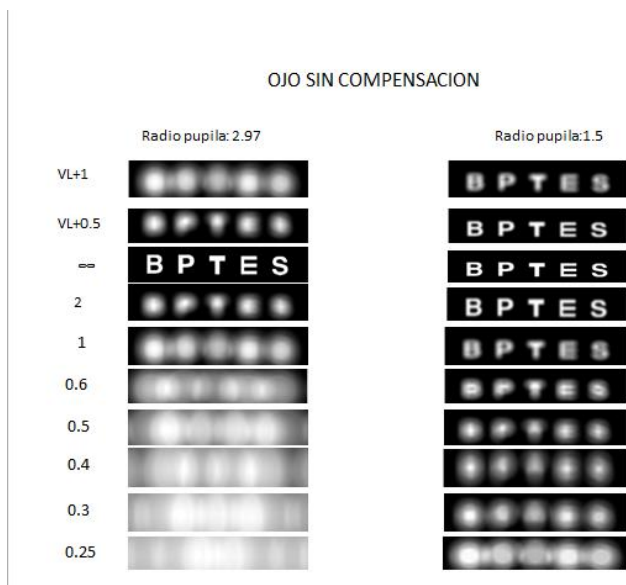


Figura 12. Simulación de calidad de imagen con objetos a distintas vergencias en ojo presbita sin compensar con dos tamaños de pupila diferentes.

En la figura 14, se muestran las imágenes de una línea de letras AV=1 obtenidas en diferentes distancias objeto con las lentes de contacto RGP Alexa de la casa Tiedra con potencia de vértice neutra para VL en ambas y adición +4D y desconocida respectivamente. Con un radio base en ambas de 7.90. La otra lente de contacto es Menifocal de la casa Menicon con potencia de vértice de -3D y adición desconocida con radio base de 7.50. Las tres fueron simuladas con una pupila de tamaño 2.98mm.

La lente Alexa de adición +4.00, no forma imagen nítida cuando el objeto está situado a distancia infinito, lo que hace indicar que no es neutra, el objeto comienza a distinguirse cuando está a una distancia de entre 1 y 0.6 metros, por lo que esta lente tendrá una potencia de vértice de +1.50, con lo cual si la adaptásemos a un paciente con potencia neutra para VL en gabinete no iba a ver bien y en la sobrerrefracción iba a pedirnos lentes negativas. Los focos de visión próxima aparecen a partir de 0.4 metros pudiendo llegar a distinguir objetos hasta distancias de 0.28m

En la siguiente Alexa con adición desconocida, la imagen del objeto en el infinito no es del todo nítida por lo que se sospecha que no es completamente neutra, de hecho cuando el objeto se sitúa a 2m aparece nítido, con lo cual es muy probable que esta lente de contacto tenga potencia de vértice de +0.50, los focos para visión próxima aparecen cuando el objeto está a partir de 0.3m, es muy probable que la adición de esta lente sea de 3D, si le adaptásemos esta lente a un paciente con potencia neutra para visión lejana probablemente toleraría esa pequeña diferencia.

La Menifocal con adición desconocida, se sospechó desde el principio que no era una lente de potencia de vértice de -3D, se le colocaron lentes para simular objetos a distancia de donde debería tener su visión lejana (VL) de VL+ lente de 1.50D, VL+ lente

de 1.00, VL mas lente de +0.50 y en todas ellas se formaba una imagen nítida, de lo que se dedujo que esta lente tenía una potencia de vértice de -4.50. En la primera línea de letras simula a un objeto en el infinito y se le está colocando para simular la posición del objeto una lente de +4.50, en la siguiente se le está colocando una lente de +4.00, +3.50, +3.00 y así sucesivamente hasta llegar a los focos que se utilizaran para visión próxima que se sitúan cuando los objetos se colocan aproximadamente a 0.4m. Si se le adapta una lente de esta graduación a un paciente que necesita una potencia de vértice de -3D no va a ver bien, cuando se le realizase sobrefracción reclamaría positivos para conseguir enfocar los objetos lejanos. La adición que se supone que tiene parece ser de +2.50D.

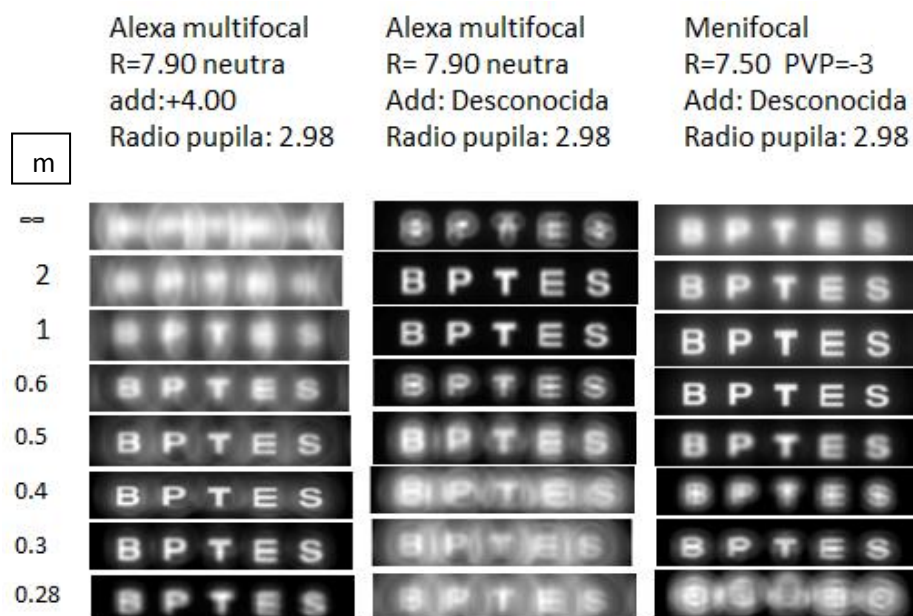


Figura 14. Simulación de calidad de imagen con objetos a distintas distancias entre 3 lentes multifocales diferentes con radio pupilar 2.98mm.

En la figura 15, son las lentes anteriores, esta vez simuladas con un diámetro pupilar de 1.5mm, la consecuencia de disminuir el diámetro es que no se están utilizando tantos focos para formar imagen, la zona que se utiliza de la lente de contacto es principalmente la zona que se utiliza para visión lejana, sin embargo la visión cercana sufre un gran deterioro, en la primera lente Alexa de adición +4D se mejora mucho la visión de lejos, con este tamaño pupilar de 1.5mm se están viendo los objetos cuando están en infinito bastante nítidos (aumenta la profundidad de foco) sin embargo en visión próxima solo se verán objetos hasta 0.5m y con esfuerzo hasta 0.4m, con la segunda lente Alexa de adición desconocida la visión de lejana también mejora pero en cerca también desciende la calidad. Con la lente de contacto Menifocal se mejora también la visión lejana, la visión de próxima también disminuye, sin embargo con esta se ve un poco más nítido de cerca.

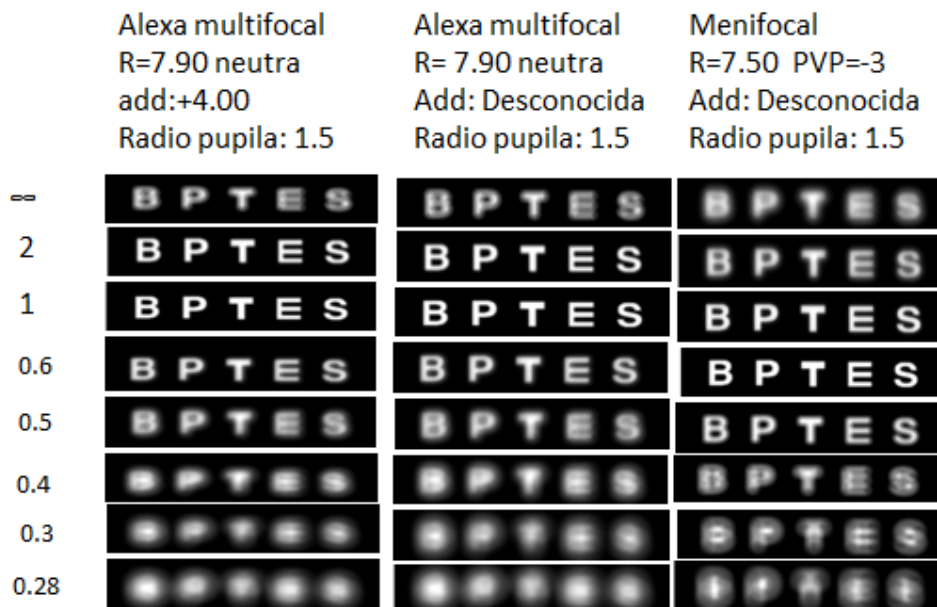


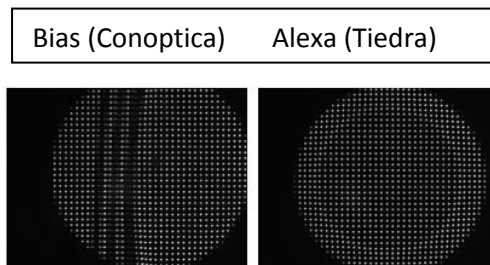
Figura 14. Simulación de calidad de imagen con objetos a distintas distancias entre 3 lentes multifocales diferentes con radio pupilar 1.5mm.

Las lentes de contacto multifocales dependen del tamaño de pupila y de la cantidad de adición que presenten. Para tamaños de pupila aproximadamente de radio 3 mm se consiguen mejores resultados en VP que en VL ya que debido a la distribución de su potencia la zona de mas graduación aparece con forme nos alejamos del centro, para pupilas pequeñas la VL es muy buena sin embargo en VP desciende bruscamente. En adiciones altas la visión de cerca es buena en tamaños de pupila grandes pero no se termina de enfocar nítidamente de lejos.

De los tres diseños presentados elegiría el de la lente de contacto Menifocal de la casa Menicon, la calidad de imagen obtenida es óptima para los dos tamaños de pupila, como se puede observar en lente de contacto Alexa de adición +4D, cuando la pupila tiene un radio de casi 3 mm de radio, la visión de lejos es pésima y cuando la pupila tiene un tamaño pequeño de 1.5mm la visión de lejos mejora notablemente pero no se ve nítido de cerca, con la Alexa de adición desconocida pasa algo parecido, lo que denota que son muy pupilo-dependientes.

Figuras 16 y 17, representan los focos de una lente de contacto multifocal de diseño alternante (Bias) y con diseño de visión simultánea. La de diseño alternante nos fue imposible medirla correctamente en el Hartmann-Shack. Las ventajas de las lentes de contacto de visión simultanea respecto a la de diseños alternantes es que no es necesario un mecanismo de estabilización, además se pueden ver objetos cercanos en todas las alturas sin necesidad de bajar la mirada, por el contrario al presentar varias imágenes simultaneas la calidad de visión disminuye, además el diámetro pupilar limita el rango de potencias de la lente que llegan a la retina. Pese a todo, las lentes de

contacto multifocales han supuesto un gran adelanto en la corrección de la presbicia, haciendo que el usuario no necesite utilizar una gafa de cerca adicional para enfocar objetos cercanos.



Figuras 16 y 17 representan los focos de una lente de contacto multifocal de diseño alternante (Bias) y con diseño de visión simultánea (Alexa)

6. CONCLUSIONES

Se alineo y se puso a punto un banco óptico para poder simular la calidad de imagen obtenida con diferentes diseños de lentes multifocales a partir de los frentes de onda medidos en el banco óptico. En el calibrado del banco óptico se intentó comparar los coeficientes de desenfoque y esférica con los obtenidos con trazado real de rayos, pero se ha visto que conocer la geometría de la lente de contacto es fundamental para poder realizar la comparación. Así como la medida de la cara anterior de la lente de contacto con el topógrafo es relativamente sencillo, no lo es para la cara posterior, encontrándose errores altos en la medida con el topógrafo que afectan a la simulación de los coeficientes con trazado de rayos. Esto afecta al coeficiente de esférica, pero no al de desenfoque para el cual encontramos valores muy similares en ambos métodos. A partir de la medida del frente de onda con el banco óptico y con un programa de simulación de imágenes, se ha conseguido simular las imágenes proporcionadas por lentes de contacto multifocales de diferentes diseños. De esta manera se puede valorar el comportamiento de la lente multifocal para diferentes distancias objeto y la pupilo-dependencia del diseño.

7. BIBLIOGRAFIA

- [1] Edward S. Bennett. Bifocal and multifocal contact lenses 4ªedición 2013
- [2] Paul L. Kaufman, Albert Alm. “fisiología del ojo” aplicación clínica Adler. 10ª Edición 2004
- [3] Albou-Ganem C.J Optique clinique Elsevier Masson 2015

- [4] Dra. M^a Cinta Puell Marin. Óptica fisiológica. El sistema óptico del ojo y la visión binocular. ISBN versión digital: 1-4135-6363-5
- [5] Miguel. P. Romero Jimeno. Compensación de la presbicia mediante lentes de contacto: a propósito de un caso. Gaceta Óptica. 398
- [6] Sara Bueno Fernández; M^a Luisa Sánchez Rodríguez; Mercedes Villanueva Merino; Jesus Meayo Lloves. Resultados y conclusiones del estudio clínico sobre la adaptación de lentes de contacto para presbitas. Gaceta Óptica. 395
- [7] Universtiy of Missouri St Louis college of optometry. Contact lens correction of presbyopia. Pubmed. 2008 May; 91 (3): 265-78
- [8] Yobani Mejia Barbosa. El frente de onda y su representación con polinomios de Zernike. Cien. Tecnol. Salud. Vis. Ocul. 9, 145-166 (2011)
- [10] W.A. Douthwaite. Contact lens optics and lens desing. Third edition. Butterworth-Heinemann. 2005
- [11] L.N Thibos, R.A Applegate, J. T. Schwiegerling, R. Webb, "Standards for reporting the optical aberrations of the eyes" J.Refract. Surg. 18, s660 (2002)
- [12] J.W. Goodman, "introduction to Fourier Optics", McGraw-Hill book Co, New York (1968)
- [13] S.perches, M.V. Collados, J. Ares "Retinal Image simulation of subjective refraction techniques", Plos One 11, e0150204, (2016)
- [14] D.Gargallo, "Estudio de la biomecanica de las lentes de contacto". TFG presentado en Universidad de Zaragoza, Zaragoza, (2019)

